

## NAVIGATION DEVICE

**Publication number:** JP2000279425 (A)

**Publication date:** 2000-10-10

**Inventor(s):** FURUHASHI YUKITO; SHIBAZAKI TAKAO; SAITO AKITO; MATSUZAKI HIROSHI; KOSAKA AKIO; ASANO TAKEO +

**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO +

**Classification:**

- **international:** G06F3/048; A61B5/00; A61B19/00; G06Q50/00; G06F3/00; G06F19/00; G06F3/048; A61B5/00; A61B19/00; G06Q50/00; G06F3/00; G06F19/00; (IPC1-7): G06F3/00; G06F19/00; A61B19/00; A61B5/00

- **European:**

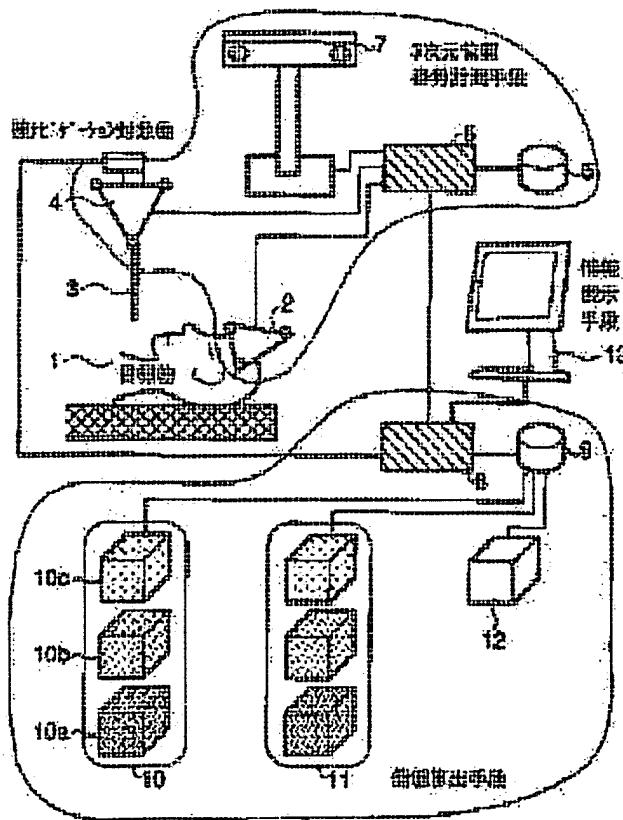
**Application number:** JP19990089405 19990330

**Priority number(s):** JP19990089405 19990330

### Abstract of JP 2000279425 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To visually and easily grasp a distance between a target object and an object and also to permit a user to easily obtain required kinds of navigation information.

**SOLUTION:** The position and attitude of an endoscope 3 and a testee body 1 in a three-dimensional space are measured and navigation information for navigating the object to a target is generated. Then navigation information is displayed on a liquid crystal monitor 13 by changing a color, a line thickness, a plotting size and plotting density, for example, when the information is displayed in accordance with relation in the position and attitude of the endoscope 3 and the testee body 1.



---

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 B 19/00	5 0 2	A 6 1 B 19/00	5 0 2 5 E 5 0 1
5/00		5/00	D
// G 0 6 F 3/00	6 5 1	G 0 6 F 3/00	6 5 1 A
19/00		15/42	Z

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全 17 頁)

(21)出願番号 特願平11-89405

(22)出願日 平成11年3月30日 (1999.3.30)

(71)出願人 000000376  
オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 古橋 幸人  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 柴▲崎▼ 隆男  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100058479  
弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

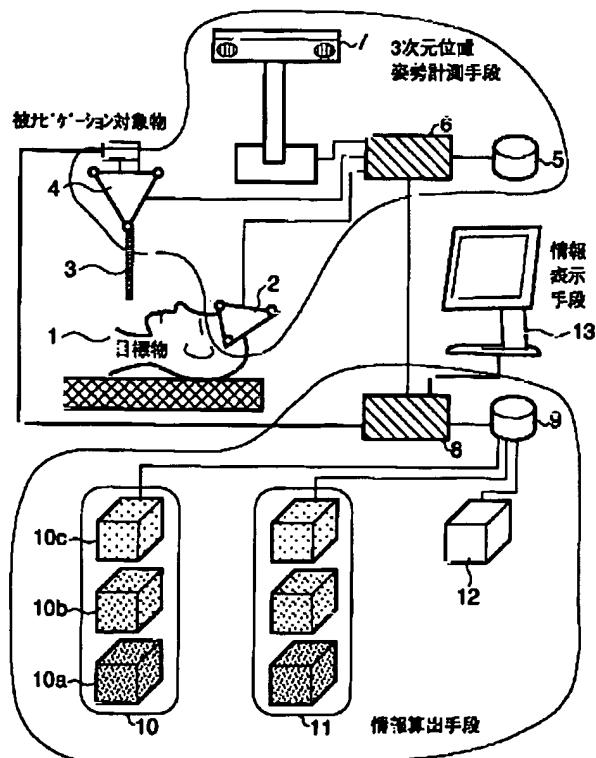
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ナビゲーション装置

(57)【要約】

【課題】目標物と対象物との距離を視覚的に把握し易くし、また、必要な種類のナビゲーション情報を使用者が容易に入手できるようにすること。

【解決手段】内視鏡3と被検体1の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成する。そして、上記ナビゲーション情報を、上記内視鏡3と被検体1の位置姿勢関係に応じて、例えばナビゲーション情報を表示する際の色、線の太さ、描画される大きさ、及び描画の疎密を変化させて液晶モニタ13に表示する。



(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-279425

(P2000-279425A)

(43) 公開日 平成12年10月10日 (2000.10.10)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード <sup>8</sup> (参考)
A 6 1 B 19/00	5 0 2	A 6 1 B 19/00	5 0 2 5 E 5 0 1
5/00		5/00	D
// G 0 6 F 3/00	6 5 1	G 0 6 F 3/00	6 5 1 A
19/00		15/42	Z

審査請求 未請求 請求項の数3 O.L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願平11-89405

(22) 出願日 平成11年3月30日 (1999.3.30)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 古橋 幸人

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 柴▲崎▼ 隆男

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

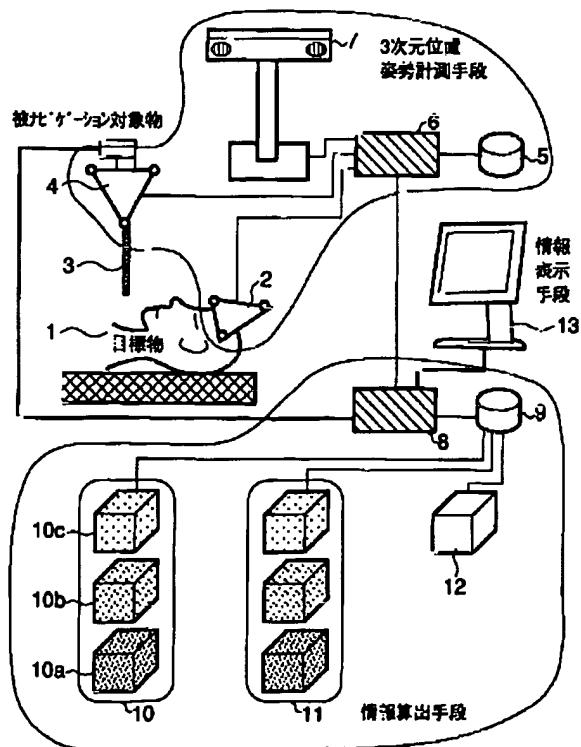
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ナビゲーション装置

(57) 【要約】

【課題】 目標物と対象物との距離を視覚的に把握し易くし、また、必要な種類のナビゲーション情報を使用者が容易に入手できるようにすること。

【解決手段】 内視鏡3と被検体1の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成する。そして、上記ナビゲーション情報を、上記内視鏡3と被検体1の位置姿勢関係に応じて、例えばナビゲーション情報を表示する際の色、線の太さ、描画される大きさ、及び描画の疎密を変化させて液晶モニタ13に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 対象物と目標の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成するナビゲーション装置において、上記ナビゲーション情報を、上記対象物と上記目標の位置姿勢関係に応じて異なる態様で表示する表示手段をさらに具備することを特徴とするナビゲーション装置。

【請求項2】 対象物と目標の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成するナビゲーション装置において、

上記3次元空間における位置姿勢が計測可能な場合には、上記対象物又は上記目標のモデル画像、ナビゲーション方向情報、上記対象物と上記目標間の距離情報の少なくとも一つを表示し、計測不可能な場合には、計測不能であることを表す情報を表示する表示手段をさらに具備することを特徴とするナビゲーション装置。

【請求項3】 上記対象物は撮像手段を具備し、上記撮像手段で撮像した画像を他の情報に重畠して上記表示手段に表示可能であることを特徴とする請求項1又は2に記載のナビゲーション装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、被ナビゲーション対象物と目標の3次元空間における位置姿勢情報に基づいてナビゲーション情報を変化させるナビゲーション装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 例えば、特開平9-173352号公報や特開平10-5245号公報に開示されているように、医療用、手術用のナビゲーション装置が従来より各種提案されている。

【0003】 ここで、特開平9-173352号公報に開示された医用ナビゲーションシステムでは、被検体所望部分指定手段により指定された被検体の所望の部分の情報（外形形状、医用画像情報）を表示装置によって表示するようにしている。また、外観撮影手段より得られる映像情報と、外形計測手段により計測された外形情報と、医用画像撮影手段より得られる医用画像情報を、画像表示手段により重ね合わせて表示するようにしている。

【0004】 また、特開平10-5245号公報に開示された外科手術支援装置では、手術部位の断層像の画像データと、手術器具と、手術器具先端付近の血管を検知する血管検知手段と、手術器具の現在位置を検出する位置検出手段と、手術器具の先端部の位置と手術器具の挿入方向とを算出する演算手段と、手術器具の先端部が位置している部位が撮影されている画像データを選択する画像選択手段と、画像選択手段により選択された画像上

に、手術器具の先端部を示す所定のパターンを重ね合わせる画像合成手段より、時々刻々変化する手術器具の位置や検知された血管を選択された断層像へ重ね合わせて表示ようにしている。これにより、術者は、被検体の体内に挿入している手術器具の先端部の位置情報を断層像上で視覚的に確認するというものである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、上記公報に開示されているナビゲーションには、以下のような課題がある。

【0006】 即ち、特開平9-173352号公報に開示された医用ナビゲーションシステムでは、被検体所望部分指定手段により指定された被検体の所望部分の情報が表示されるのであって、使用者が望む部分へ被検体所望部分指定手段をナビゲーションすることは困難である。また、外観撮影手段より得られる映像情報と外形計測手段により計測された外形情報、医用画像撮影手段より得られる医用画像情報を重ね合わせて表示する際に、表示される情報の視線方向、つまり表示面に垂直な方向の距離感を得ることが困難である。さらにまた、計測範囲内であるが表示範囲外である場所に被検体、及び被検体所望部分指定手段が位置する際に、何ら情報が与えられていないため、どのように動かすことで被検体へアプローチできるのかを、画面表示から判断することは困難である。

【0007】 また、特開平10-5245号公報に開示された外科手術支援装置では、血管と手術器具との距離を知るために、表示される断層像上の手術器具の先端位置と検知された血管の位置との間隔を、使用者が常に意識していなければならない。

【0008】 本発明は、上記の点に鑑みてなされたもので、表示するナビゲーション情報を、目標物と被ナビゲーション対象物との相対的な3次元的位置姿勢に応じて変化させることにより、目標物と被ナビゲーション対象物との距離を視覚的に把握しやすくすること、及び必要な種類のナビゲーション情報を使用者が容易に入手できるナビゲーション装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 上記の目的を達成するために、請求項1に記載の発明によるナビゲーション装置は、対象物と目標の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成するナビゲーション装置であって、上記ナビゲーション情報を、上記対象物と上記目標の位置姿勢関係に応じて異なる態様で表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする。

【0010】

即ち、請求項1に記載の発明のナビゲーション装置によれば、ナビゲーション情報を、対象物と目標の位置姿勢関係に応じて異なる態様で表示するようにしているので、使用者は、容易に3次元空間における位

置姿勢を把握することができる。

【0011】なお、上記構成は、後述する第1及び第2の実施の形態が対応するもので、上記目標は、被検体1、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位が該当するが、実体が存在する被検体に限らず、予め取得した実在の目標物の画像情報から再構成された2次元、又は3次元のモデル像として表示される仮想の目標物も含む。また、上記対象物は、内視鏡3が該当するが、目標に対して観察や操作を行うための吸引管やピンセット等の器具なども含む。上記表示手段は、液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。そして、上記「異なる態様」とは、ナビゲーション情報を表示する際の色、線の太さ、描画される大きさ、及び描画の疎密を意味している。

【0012】また、請求項2に記載の発明によるナビゲーション装置は、対象物と目標の3次元空間における位置姿勢を計測して、上記対象物を目標にナビゲートするためのナビゲーション情報を生成するナビゲーション装置であって、上記3次元空間における位置姿勢が計測可能な場合には、上記対象物又は上記目標のモデル画像、ナビゲーション方向情報、上記対象物と上記目標間の距離情報の少なくとも一つを表示し、計測不可能な場合には、計測不能であることを表す情報を表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする。

【0013】即ち、請求項2に記載の発明のナビゲーション装置によれば、3次元空間における位置姿勢が計測可能な場合には、上記対象物又は上記目標のモデル画像、ナビゲーション方向情報、上記対象物と上記目標間の距離情報の少なくとも一つを表示するようにしているので、使用者は、容易に3次元空間における位置姿勢を把握することができる。また、計測不能であることを表す情報を表示するので、使用者は、計測不能であることを容易に知ることができる。

【0014】なお、上記構成は、後述する第1及び第2の実施の形態が対応するもので、上記目標は、被検体1、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位が該当するが、実体が存在する被検体に限らず、予め取得した実在の目標物の画像情報から再構成された2次元、又は3次元のモデル像として表示される仮想の目標物も含む。また、上記対象物は、内視鏡3が該当するが、目標に対して観察や操作を行うための吸引管やピンセット等の器具なども含む。上記表示手段は、液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。

【0015】また、上記モデル画像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム3次元モデルデータ10が該当するが、外形形状を表現できるモデルデータであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられるデータ構造も含む。また、第2の実施の形態では、内視鏡

3の正射影像27を表現する線が該当するが、外形形状を表現できるものであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられる表現方法も含む。さらに、このモデル画像は、第1及び第2の実施の形態では、対象部位の3次元ボリュームデータ11が該当するが、2次元ピクセルデータが複数存在する形態も含む。

【0016】また、上記ナビゲーション方向情報は、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0017】そして、上記距離情報は、第1の実施の形態では患部への距離を示す数字31が該当するが、任意の目標物への距離を示す数字を含む。あるいは、これは、第1の実施の形態では患部への距離を示す棒30が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円柱等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0018】また、上記計測不能であることを表す情報は、第1の実施の形態では「計測不能状態」という文字情報28が該当するが、これは計測不能な状態を表現する任意の文字情報を含む。さらに、これは、第1の実施の形態では黄色で太さ60ピクセルの枠29が該当するが、計測不能を示すことを定義された任意の記号的パターンを含む。

【0019】また、請求項3に記載の発明によるナビゲーション装置は、上記請求項1又は請求項2に記載の発明によるナビゲーション装置において、上記対象物が撮像手段を具備し、上記撮像手段で撮像した画像を他の情報に重畳して上記表示手段に表示可能であることを特徴とする。

【0020】即ち、請求項3に記載の発明のナビゲーション装置によれば、対象物の撮像手段で撮像した画像を他の情報に重畳して表示するので、表示手段上で、実際の映像情報とナビゲーション情報を同一の空間上の情報として得られることにより、使用者は、まだ見えぬ実体の位置や形状や状態をナビゲーション情報から容易に把握することができる。

【0021】なお、上記構成は、後述する第1の実施の形態が対応するもので、上記対象物は、第1の実施の形態では内視鏡3が該当するが、顕微鏡なども含む。また、上記表示手段は、第1の実施の形態では液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0023】【第1の実施の形態】図1は、本発明の第1の実施の形態に係るナビゲーション装置の構成を示す図である。

【0024】即ち、手術台に被検体1が仰向けの状態で

寝ている。そして、その被検体1の頭部には、赤外線LEDを三角形状に配置した硬質なセンシングプレート2がテープにて取り付けられており、頭部に対しての取り付け位置姿勢が容易には変化しないようになっている。また、内視鏡3には、赤外線LEDを三角形状に配置した硬質なセンシングプレート4が固定的に取り付けられている。これらセンシングプレート2, 4上で、配置されたLED同士の位置関係が変化することはない。また、各センシングプレート2, 4上で定義された座標系に対して、各LEDが配置された位置は事前に計測しており、LED定義データとしてセンサ情報記憶部5に蓄えられている。このセンサ情報記憶部5は、センサ制御部6に接続されている。そして、センシングプレート2, 4が計測範囲内に位置するように、画像撮影方式のセンサアセンブリ7を配置する。センサ制御部6にセンシングプレート2, 4とセンサアセンブリ7が接続され、3次元位置姿勢計測手段を構成している。

【0025】このような3次元位置姿勢計測手段で計測された3次元位置姿勢情報は、センサ制御部6よりナビゲーション情報制御部8に渡される。ここで、予め計測された被検体、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位の外形形状情報と内部断層像情報はCTやMRIにより事前に計測され、低解像度（例えば、 $32 \times 32 \times 32$ ボクセルの解像度）、中解像度（例えば、 $128 \times 128 \times 128$ ボクセルの解像度）、高解像度（例えば、 $512 \times 512 \times 512$ ボクセルの解像度）な情報に分られ、画像処理用計算機等によりワイヤーフレーム3次元モデルデータ10（高解像度ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10a, 中解像度ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10b, 低解像度ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10c）と3次元ボリュームデータ11（高解像度3次元ボリュームデータ11a, 中解像度3次元ボリュームデータ11b, 低解像度3次元ボリュームデータ11c）へ変換され、ナビゲーション情報記憶部9にデータとして蓄えられている。

【0026】また、このナビゲーション情報記憶部9には、距離マップ12も予め記憶されている。ここで、距離マップ12とは、図2及び図3に示すように、3次元配列の値が対象部位（被検体、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位）の表面からの最短距離を表し、配列の添字番号が対象部位が存在する空間での3次元位置座標に対応する変数となっている。例えば、最小分割単位が0.1 [mm] の時は、添字番号の $1/10$ がミリメートルで表現された座標値となる。このような距離マップが、事前に距離マップ作成用計算機等によって各対象部位ごとに作成され、ナビゲーション情報記憶部9にデータとして蓄えられている。なお、ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10と3次元ボリュームデータ11、及び距離マップ12は全て同一の座標系になるように、座標変換演算をなされている。

【0027】そして、上記内視鏡3の光学系より得られる画像は、図示しないカメラ制御装置、画像入力ボードを介して、上記ナビゲーション情報制御部8に取り込まれるようになっている。

【0028】このナビゲーション情報制御部8で生成されるナビゲーション情報は、情報表示手段としての液晶モニタ13によって、使用者に対し表示される。被検体1のデータと被検体自身は、図4に示すように、特徴点のデータ上の座標値mと、これに対応する特徴点のセンシングプレート2で規定される座標値pを計測し、座標変換行列（p H m）14を算出することで関連付けられている。この座標変換行列14は、上記ナビゲーション情報記憶部9に蓄えられている。

【0029】ここで、座標変換行列とは、図5に示すように、3次元空間での回転動作を表す3行3列の回転成分Rと、3次元空間での並進動作を表す3行1列の並進成分Tと、定数成分と、で構成される4行4列の行列である。

【0030】また、図6に示すような、センシングプレート4で規定される座標系から内視鏡3の光学系を表現するカメラモデルで使用される座標系への座標変換行列（c H e）15と、カメラモデル座標系から実際の液晶モニタ13上の座標系への座標変換行列（f\_c t o s）16も求められて、上記ナビゲーション情報記憶部9に蓄えられている。

【0031】次に、このような構成における作用を説明する。

【0032】本ナビゲーション装置の動作中、上記3次元位置姿勢計測手段の構成要素であるセンサ制御部6は、センシングプレート2, 4の各赤外線LEDの3次元位置を計測し、センサ情報記憶部5に蓄えられたLED定義データを用いて、センシングプレート2, 4の3次元位置姿勢を、センシングプレート2で定義される3次元空間上でのセンシングプレート4で定義される空間の原点の座標値と、センシングプレート4で定義される空間のX, Y, Z軸の単位ベクトルの値として算出する。そして、この3次元位置姿勢情報より、図7に示すように、被検体1の頭部に取り付けられたセンシングプレート2から内視鏡3に取り付けられたセンシングプレート4への座標変換行列（p H e）17が算出される。この座標変換行列17と上記座標変換行列14, 15, 16とより、図8に示すように、対象部位のデータが液晶モニタ13上での位置データへ変換され、この位置データを用いてナビゲーション情報制御部8でナビゲーション情報が生成される。

【0033】このナビゲーション情報制御部8へは、上記内視鏡3の光学系からの映像も入力されており、よって、上記ナビゲーション情報とその映像とを重畠して、図9の（A）に示すように、液晶モニタ13にて表示する。

【0034】ここで、図7に示すように、内視鏡3の先端位置を上記座標変換行列14, 15, 17を用いて座標変換し、距離マップ12を参照することにより、対象部位と内視鏡3の先端との相対的な距離が求められる。そこで、液晶モニタ13上には、図9の(A)に示すように、被検体1と内視鏡3が計測可能な状態にある時には、上記対象部位と内視鏡3の先端との相対的な距離を、患部への距離として、棒30の長さと数字31で表現して表示する。

【0035】内視鏡3を用いた外科手術では、被検体1の外部より患部に向かって、傷付けてはならない部位に注意しながら内視鏡3を挿入し、患部を処置しなければならない。

【0036】内視鏡3が被検体1の外部にある時、対象部位のモデル像は、図9の(A)に示すように、外形形状のワイヤフレーム像18として生成される。そして、本実施の形態においては、このワイヤフレーム像18の線の色や太さを、上記方法により求められた内視鏡3先端と対象部位との相対的距離に応じて変化させるようしている。また、上記患部への距離を示す棒30の色と太さ、数字31とその背景の色も変化させる。

【0037】例えば、上記相対的距離が10mm以上離れている時には、ワイヤフレーム像18の線の色は青色、線の太さは1ピクセル、距離を示す棒30の色は青色、棒30の太さは20ピクセル、数字31の背景色は青色とし、それが0mm以上10mm未満離れている時には、ワイヤフレーム像18の線の色は黄色、線の太さは2ピクセル、距離を示す棒30の色は黄色、棒30の太さは30ピクセル、数字31の背景色は黄色、というように変化させる。

【0038】このように、予め設定された距離に達した時に、その距離に応じた色へ描画されるワイヤフレーム像18の色が変化したり、線の太さが変化することにより、使用者は、対象となっている部位への距離を視覚的に捉えることができる。また、注意すべき部位へ内視鏡3がある設定距離以上に近付いた際に、注意すべき部位を表すワイヤフレーム像18の線が太く描画されることにより、使用者は、注意すべき部位へ近付き過ぎたことを視覚的に捉えることができる。例えば、注意すべき部位に関する距離マップ12の参照値が10mm以下になつたならば、線の太さを5倍に変化させる。

【0039】また、内視鏡3と対象部位との相対的距離に応じて描画されるワイヤフレーム像18の粗密も変化させないようにしている。即ち、相対的距離が小さくなるにつれて、より詳細なワイヤフレーム3次元モデルデータ10へ切り替えて描画を行い、相対的距離が大きくな

るにつれて、間引かれたワイヤフレーム3次元モデルデータ10へ切り替えて描画を行う。例えば、対象部位までの距離が30mm未満であったならば高解像度ワイヤフレーム3次元モデルデータ10aを用い、対象部位までの距離が30mm以上100mm未満であったならば中解像度ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10bを用い、対象部位までの距離が100mm以上であったならば、低解像度ワイヤーフレーム3次元モデルデータ10cを用いる。この作用により、描画完了までの時間を短くするために粗いワイヤフレーム3次元モデルデータを用いなければならず、近付いた時に詳細な情報を表示できなかったり、逆に、詳細なワイヤフレーム3次元モデルデータを用いたために、対象部位から遠くにある時に不要な細部の情報を描画することによって描画完了までの時間が長くなったりするといった問題が生じることがなく、距離に応じて必要な詳細度と十分な描画速度を実現できる。

【0040】また、本実施の形態においては、内視鏡3が被検体1内部へ挿入される際には、内視鏡3と対象部位の表面部との相対的距離に応じて、描画される被検体1のモデル像がワイヤフレーム像18から、図9の(B)に示すような3次元ボリュームデータの内部断層像19へ、自動的に切り替える。ここで、内視鏡3の先端と対象部位との相対的距離は上記方法により求められる。例えば、この相対的距離が5mmになった時に、被検体のモデル像をワイヤフレーム像18から、内視鏡の視線方向に応じた3次元ボリュームデータの内部断層像19へ切り替える。この切り替えにより、使用者は、内視鏡3を挿入後は不要になる被検体のワイヤフレーム像18に替わって、挿入後重要な3次元ボリュームデータの内部断層像19を、切り替え作業を要求されることはなく容易に得ることができる。

【0041】このように、内視鏡3が被検体内部に挿入されている時、使用者に対して表示されるナビゲーション情報は、被検体1の3次元ボリュームデータの内部断層像19と患部、注意すべき部位のワイヤフレーム像20である。この状態で、内視鏡3がある設定値以上対象部位へ近付いた時は、ワイヤフレーム像20の描画属性だけでなく、描画される3次元ボリュームデータの内部断層像19の色も変化させる。

【0042】なお、内視鏡3の撮影範囲内に対象部位が存在しない場合は、図9の(C)に示すように、対象となる部位が存在する方向を矢印21を用いて示す。ここで、モデル像が描画範囲内にあるかどうかは、モデル像の描画の際に計算されるモデル像の各点の座標が、表示されるモニタ上の点として存在する座標がどうかを、全ての点について検査することにより判断することができる。

【0043】即ち、図10に示すように、モデル像の座標を表示画面の座標へ変換し(ステップS1)、その変

換された点が表示範囲内の座標値かどうかを判定する（ステップS2）。そして、表示範囲内の点があれば、モデル像を表示する（ステップS3）。これに対して、表示範囲内の点がない場合には、モデル像の代表点の座標を表示画面の座標へ変換すると共に（ステップS4）、内視鏡3の先端の座標を表示画面の座標へと変換して（ステップS5）、モデル像の代表点と内視鏡3の先端の距離と方向を計算する（ステップS6）。即ち、対象部位の代表点のモデルデータ座標系での座標値23を、上記座標変換行列14、15、16、17により液晶モニタ13上の座標値へ変換することにより、内視鏡映像の中心22つまり内視鏡3先端と対象部位との相対的な距離と方向を求めることができる。そして、この距離に比例するように対象部位を示す矢印21の大きさを変化させることで、使用者は、どの程度内視鏡3を動かせば対象部位を内視鏡3の撮影範囲に捉えることができるかを視覚的に理解することができる。

【0044】また、センサ制御部6は、計測不能時に、3次元位置姿勢情報に替わって、計測不能を示すメッセージを出力する。ナビゲーション情報制御部8は、このメッセージを受けた時に、ナビゲーション情報としてのモデル像を消去し、「計測不能状態」という文字情報28と、黄色で太さ60ピクセルの枠29とを生成し、図9の(D)に示すように、液晶モニタ13により使用者へ表示する。この作用により、使用者は、内視鏡3、もしくは被検体1が計測不能な位置にあることを容易に知ることができ、実際の状態にそぐわないナビゲーション情報による誤操作を行う可能性が減少する。

【0045】なお、本実施の形態の各構成は、当然、各種の変形、変更が可能である。

【0046】例えば、ナビゲーション対象とする部位は、上記対象部位に限らず、被検体1の外形形状情報や内部断層像情報より作成される任意の部位とすることができます。また、実際に被検体1が存在せず、仮想の被検体の頭部にセンシングプレートが取り付けられているとして、シミュレーションを行うことも可能である。

【0047】また、3次元位置姿勢計測手段は、磁気センサを用いた方式や、機械的なリンクとジョイントとエンコーダやポテンショメータを用いた方式など、一般によく知られた3次元位置姿勢計測方式へ置き換えることができる。さらに、被検体が固定的になっている時には、事前に被検体の3次元位置姿勢を計測し、この情報をセンサ情報記憶部に蓄え、被ナビゲーション対象物との相対的3次元位置姿勢の演算に利用することで、システム稼動時は被ナビゲーション対象物の3次元位置姿勢を計測するだけで良くなる。

【0048】また、対象部位の外形情報を表現するワイヤフレームは、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法に置き換えることができる。あるいは、視線方向に対する輪郭線、等距

離線でも良い。

【0049】また、被ナビゲーション対象物である内視鏡3は、複数であっても構わない。さらに、被ナビゲーション対象物としては、処置具などの観察手段を持たない物であっても構わない。

【0050】また、対象部位が観察範囲内にあるかどうかの判断は、上記方法に限定されるものではない。

【0051】さらに、被ナビゲーション対象物と対象部位との相対的距離の算出方法は、距離マップに限らず、被ナビゲーション対象物の代表点と対象部位の代表点との距離を、一般的に知られている3次元空間における点と点の距離の算出方法で求めて良い。

【0052】また、距離による色の変化は、上記の様なある値を境界値とした変化だけではなく、複数の境界値による段階的な変化でも、連続的な変化でも良い。

【0053】同様に、距離による線の太さの変化は、上記の様なある値を境界値とした変化だけではなく、複数の境界値による段階的な変化でも、連続的な変化でも良い。

【0054】また、色を透過色、線の太さを0とすることで、ナビゲーション情報の表示を実質的に行わなくて良い。

【0055】さらに、距離によるモデル像の描画の粗密の変化は、上記の様な複数の粗さの違うデータを用意し、それを切り替える方法ではなく、单一データから連続的に変化させても良い。

【0056】また、対象部位が観察範囲外にある時に表示されるパターンは、矢印21に限らず、三角形、丸、棒などでも良く、距離の大きさは、形状の大きさで表現してもよい。

【0057】さらに、距離による矢印21の大きさの変化は、上記のような連続的な変化だけでなく、ある設定値による段階的な変化でも良い。

【0058】また、対象部位のデータは、单一のデータから実行時に描画の粗さを決定する手段を加えれば、予め解像度別に分けて蓄えておく必要はない。

【0059】さらに、計測不能状態を示すナビゲーション情報は、文字情報28、もしくは枠29の一方でも良い。

【0060】また、ナビゲーション情報の属性である色や線の太さ、モデル像の描画の粗さ、パターンの大きさ、距離による変化の際の境界値、計測不能状態を示すナビゲーション情報の文字情報28の文字列は、使用者が定義できるようにしても良い。

【0061】[第2の実施の形態] 次に、本発明の第2の実施の形態を説明する。

【0062】図11はその構成を示す図で、本実施の形態においては、上記第1の実施の形態の構成と以下の点を除いて、同様に構成されている。

【0063】即ち、内視鏡3は、光学系の撮影情報をナ

ビゲーション情報制御部8へ渡す必要がない。本実施の形態においては、内視鏡3を挿入すべき径路（最小侵襲経路）を表現するベクトル24が、データとして、予めナビゲーション情報記憶部9に蓄えられている。そして、内視鏡3の先端と後端の座標値25が、内視鏡3に固定的に取り付けられたセンシングプレート4で規定される座標系に対して求められており、ナビゲーション情報記憶部9に蓄えられている。

【0064】次に、このような構成における作用を説明する。

【0065】本実施の形態に係るナビゲーション装置の動作中、センサ制御部6は、センシングプレート2、4の各赤外線LEDの3次元位置を計測し、センサ情報記憶部5に蓄えられたLED定義データを用いて、センシングプレート2、4の3次元位置姿勢を算出する。この3次元位置姿勢情報より、被検体1の頭部に取り付けられたセンシングプレート2から内視鏡3に取り付けられたセンシングプレート4への座標変換行列17が算出される。この座標変換行列17と前述の座標変換行列14、15、及び上記座標値25より、対象部位のデータに対する内視鏡3の位置と姿勢が求められる。

【0066】ナビゲーション情報制御部8は、図12に示すように、患部を含む3次元ボリュームデータ11の三切断面像26と、その断面に投影される内視鏡3の正射影像27をナビゲーション情報として生成し、液晶モニタ13にて表示する。例えば、患部の代表点の座標が（260, 180, 280）と表されたとすると、3次元ボリュームデータ11の三切断面像26はx=260のYZ平面、y=180のZX平面、z=280のXY平面となる。

【0067】内視鏡3の先端位置を用いて上記距離マップ12を参照することにより、対象部位と内視鏡3の先端との相対的な距離が求められる。

【0068】そして、本実施の形態においては、内視鏡3の正射影像27及び三切断面像26は、対象部位と内視鏡3の先端との相対的な距離に応じて色を連続的に変化させる。また、内視鏡3の正射影像27は、対象部位と内視鏡3の先端との相対的な距離に応じて、図13に示すように、線の太さを連続的に変化させる。これらの変化により、使用者は、内視鏡3の対象部位への接近を容易に把握することができる。

【0069】また、内視鏡3の先端位置と後端位置の座標値25により求められる内視鏡3の姿勢は、挿入すべき径路を表現するベクトル24のデータと比較され、ある設定値（例えば、10度）以上の傾きが存在する場合には、内視鏡3の正射影像27の色と線の太さを変化させる。この変化により、使用者は、現在の内視鏡3の挿入方向が挿入すべき方向として定義された方向からずれたことを、容易に把握することができる。

【0070】なお、本第2の実施の形態の各構成は、当

然、各種の変形、変更が可能である。

【0071】例えば、ナビゲーション対象とする部位は上記対象部位に限らず、被検体の外形形状情報、内部断層像情報より作成される任意の部位とすることができます。また、実際に被検体が存在せず、仮想の被検体の頭部にセンシングプレートが取り付けられているとして、シミュレーションを行うことも可能である。

【0072】また、3次元位置姿勢計測手段は、磁気センサを用いた方式や、機械的なリンクとジョイントとエンコーダーやポテンショメータを用いた方式など、一般によく知られた3次元位置姿勢計測方式へ置き換えることができる。被ナビゲーション対象物との相対的3次元位置姿勢の演算に利用することで、システム稼動時は被ナビゲーション対象物の3次元位置姿勢を計測するだけで良くなる。

【0073】また、被ナビゲーション対象物は複数であっても構わない。さらに、被ナビゲーション対象物としては機械的な形状が計測できるものであれば、内視鏡3に限らず、吸引管やピンセットなど他のものへ置き換えることができる。

【0074】また、内視鏡3先端の座標は機械的な先端に一致している必要はなく、仮想的に先端が長くなっているとしたデータを与えても良い。さらに、機械的な先端位置からの延長量をパラメータとする式で先端座標を与え、使用者により指定された延長量に基づく先端座標を逐次求める形式でも良い。

【0075】また、距離による色の変化は、上記の様な連続的な変化だけではなく、ある値を境界値とした変化でも、複数の境界値による段階的な変化でも良い。

【0076】同様に、距離による線の太さの変化は、上記の様な連続的な変化だけではなく、ある値を境界値とした変化でも、複数の境界値による段階的な変化でも良い。

【0077】また、傾きの大きさの演算方法は、本方法に限定されるものではない。

【0078】さらに、ナビゲーション情報の属性である色や線の太さ、距離による変化の際の境界値を、使用者が定義できるようにしても良い。

【0079】また、被ナビゲーション対象物は、顕微鏡であっても良い。この場合、顕微鏡の焦点距離を顕微鏡本体から取得し、これを本実施の形態中の内視鏡3先端の座標とすることにより、焦点位置をナビゲーション対象の点とすることができる。

【0080】以上実施の形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能である。ここで、本発明の要旨をまとめると以下のようになる。

【0081】(1) 対象物を目標へナビゲートする情報を生成するナビゲーション装置であり、上記目標と上

記対象物の3次元位置姿勢を計測する3次元位置姿勢計測手段と、上記3次元位置姿勢計測手段の計測結果に基づいて、ナビゲーションに必要な情報を生成する情報生成手段と、上記情報生成手段で生成した情報を表示する表示手段と、を具備し、上記表示手段は、上記対象物と上記目標の距離情報、上記対象物から上記目標への方向情報、上記対象物又は上記目標が上記3次元位置姿勢計測手段の計測範囲内に位置するかの情報のうち少なくとも一つの情報に応じて、複数の表示形態より選択された表示形態でナビゲーション情報を表示することを特徴とするナビゲーション装置。

【0082】この(1)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記第1及び第2の実施の形態では、上記目標は、被検体1、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位が該当するが、実体が存在する被検体に限らず、予め取得した実在の目標物の画像情報から再構成された2次元、又は3次元のモデル像として表示される仮想の目標物も含む。また、上記被ナビゲーション対象物は、内視鏡3が該当するが、目標物に対して観察や操作を行うための吸引管やピンセット等の処置具なども含む。上記3次元位置姿勢計測手段は、赤外線LEDを用いたセンサ(センシングプレート2、4、センサアセンブリ7、センサ情報記憶部5、センサ制御部6)が該当するが、磁気センサを用いた方式や、機械的なリンクとジョイントとエンコーダやポテンショメータを用いた方式など、一般によく知られた3次元位置姿勢計測方式も含む。上記情報生成手段は、ナビゲーション情報記憶部9とナビゲーション情報制御部8が該当する。上記表示手段は、液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。なお、「複数の表示形態」という用語は、本明細書では、ナビゲーション情報を表示する際の色、線の太さ、描画される大きさ、及び描画の疎密を意味している。

【0083】この(1)に記載の構成によれば、目標と対象物は3次元位置姿勢計測手段により、3次元空間上の相対的な位置と姿勢を計測される。情報生成手段では、この3次元位置姿勢計測手段の計測結果に基づいて、ナビゲーションに必要な情報を生成する。表示手段では、この情報生成手段で生成したナビゲーション情報として、上記対象物と上記目標の距離情報、上記対象物から上記目標への方向情報、上記対象物又は上記目標が上記3次元位置姿勢計測手段の計測範囲内に位置するかの情報のうち少なくとも一つの情報に応じて、複数の表示形態より選択された表示形態でナビゲーション情報を表示する。この結果、使用者は、目標と対象物との距離、対象物から目標への方向、対象物又は目標が上記3次元位置姿勢計測手段の計測範囲内に位置するかを、容易に把握することができる。

【0084】(2) 上記表示手段は、上記3次元位置姿勢計測手段により上記目標及び上記対象物が計測可能な場合は、上記目標又は上記対象物の外形形状情報、上記目標物の内部断層情報、上記目標または上記対象物の方向、上記目標物への距離情報のうち、少なくとも一つを表示し、それ以外の場合は、計測不能であることを示す情報を表示することを特徴とする上記(1)に記載のナビゲーション装置。

【0085】この(2)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記外形形状情報は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム3次元モデルデータ10が該当するが、外形形状を表現できるモデルデータであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられるデータ構造も含む。また、第2の実施の形態では、内視鏡3の正射影像27を表現する線が該当するが、外形形状を表現できるものであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられる表現方法も含む。上記内部断層情報は、第1及び第2の実施の形態では、対象部位の3次元ボリュームデータ11が該当するが、2次元ピクセルデータが複数存在する形態も含む。上記対象物の方向は、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。上記目標物への距離情報は、第1の実施の形態では患部への距離を示す数字31が該当するが、任意の目標物への距離を示す数字を含む。あるいは、これは、第1の実施の形態では患部への距離を示す棒30が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円柱等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0086】また、上記計測不能であることを示す情報は、第1の実施の形態では「計測不能状態」という文字情報28が該当するが、これは計測不能な状態を表現する任意の文字情報を含む。あるいは、これは、第1の実施の形態では黄色で太さ60ピクセルの棒29が該当するが、計測不能を示すことを定義された任意の記号的パターンを含む。

【0087】(3) 上記対象物は撮像手段を具備し、上記表示手段は、上記撮像手段で撮像した画像と上記ナビゲーション情報を重畳して表示可能であることを特徴とする上記(1)に記載のナビゲーション装置。

【0088】この(3)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記撮像手段を有する対象物は、第1の実施の形態では内視鏡3が該当するが、顕微鏡なども含む。また、上記表示手段は、第1の実施の形態では液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。

【0089】この(3)に記載の構成によれば、上記(1)に記載の対象物が撮像手段を有しており、この撮

像手段から得られる画像と上記(1)に記載の情報生成手段より得られるナビゲーション情報を重畳して表示する。即ち、表示手段上で、実際の画像とナビゲーション情報を同一の空間上の情報として得られることにより、使用者は、まだ見えぬ実体の位置や形状や状態をナビゲーション情報から容易に把握することができる。

【0090】(4) 上記目標と上記対象物の距離又は方向に応じて、上記ナビゲーション情報の表示色を異ならせることを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0091】この(4)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記ナビゲーション情報の表示色は、第1の実施の形態ではモニタ上に描画される対象部位のワイヤフレーム像18、及び内部断層像19が該当するが、第1の実施の形態での矢印21も含む。また、第2の実施の形態では、モニタ上に描画される対象部位の三切断面像26又内視鏡3の正射影像27が該当する。

【0092】この(4)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標と上記対象物の相対的な距離に応じてナビゲーション情報の色が変化することにより、使用者は、相対的な距離が近付き過ぎたことなどを視覚的に容易に把握することができる。また、相対的な方向に応じてナビゲーション情報の色を変化させることにより、使用者は、相対的な方向がずれていることなどを視覚的に容易に把握することができる。あるいは、相対的な距離と方向を同時に評価して色を変化させることで、使用者は、相対的な距離と方向の状態を視覚的に容易に把握することができる。

【0093】(5) 上記目標と上記対象物の距離又は方向に応じて、上記ナビゲーション情報の表示において線の太さを異ならせることを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0094】この(5)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記ナビゲーション情報の線の太さは、第1の実施の形態ではモニタ上に描画される対象部位のワイヤフレーム像18が該当するが、第1の実施の形態での矢印21も含む。第2の実施の形態では、モニタ上に描画される内視鏡3の正射影像27が該当する。

【0095】この(5)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標と上記対象物の相対的な距離に応じてナビゲーション情報の線の太さが変化することにより、使用者は、相対的な距離が近付き過ぎたことなどを視覚的に容易に把握することができる。また、相対的な方向に応じてナビゲーション情報の線の太さを変化させることにより、使用者は、相対的な方向がずれていることなどを視覚的に容易に把握することができる。あるいは、相対的な距離と方向を同時に評価して線の太さを変化させることで、使用者は、

相対的な距離と方向の状態を視覚的に容易に把握することができる。

【0096】(6) 上記目標と上記対象物の距離に応じて、上記表示手段に上記目標の外形形状モデルと上記目標の内部断層画像を択一的に表示することを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0097】この(6)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記外形形状モデルは、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線も含む。また、上記内部断層像は、第1の実施の形態では内部断層像19が該当する。

【0098】この(6)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標と上記対象物の相対的な距離に応じて目標の外形形状モデルと内部断層像とが切り替わることにより、使用者は、対象物が目標の近くに位置していることを容易に把握することができる。また、設定された距離の内部と外部という異なる状態に応じた情報を容易に得ることができる。

【0099】(7) 上記目標と上記対象物の距離に応じて、上記表示手段に目標モデル画像を描写の粗さを違えて表示することを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0100】この(7)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記目標モデル画像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線も含む。

【0101】この(7)に記載の構成によれば、目標モデル画像の描画の疎密が、目標と対象物の相対的な距離に応じて、例えば遠くにある時には粗く、近くにある時には細かく変化することにより、目標モデル画像描画の負荷と表示する情報量とのバランスをとることができる。このことにより、使用者は、適当な描画速度で適当な情報量を距離に応じて得ることができる。

【0102】(8) 上記目標と上記対象物の距離に応じて、上記表示手段に、上記目標を表す画像と上記目標の方向情報を択一的に表示することを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0103】この(8)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記目標を表す画像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線や内部断層像情報も含む。

また、上記目標の方向情報は、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0104】この(8)に記載の構成によれば、目標と対象物との相対的な距離と方向から、上記表示手段の表示領域に対する位置関係を上記情報生成手段にて算出し、例えば表示領域に目標を表す画像が描画されない場合は目標の方向情報へ切り替えることで、使用者は、目標や対象物の位置や方向を見失うことなく把握することができる。

【0105】(9) 上記目標と上記対象物の距離に応じて、上記表示手段に、上記目標の方向情報を少なくとも大きさ・形状の何れかが異なる記号で表示することを特徴とする上記(1)乃至(3)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0106】この(9)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記記号は、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0107】この(9)に記載の構成によれば、記号の大きさ又は形状で上記目標と上記対象物の相対的な距離を表現することにより、使用者は、方向だけでなく距離も視覚的に容易に把握することができる。

【0108】(10) ナビゲーションの目標物と、上記目標物に対してナビゲーションされる被ナビゲーション対象物と、上記目標物及び/又は上記被ナビゲーション対象物の3次元位置姿勢を計測する3次元位置姿勢計測手段と、上記3次元位置姿勢計測手段により計測される計測情報に基づいて、ナビゲーション情報を生成制御する情報算出手段と、上記情報算出手段により生成制御されたナビゲーション情報を表示する情報表示手段と、から構成されるナビゲーション装置において、上記情報算出手段は、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離及び/又は方向、及び/又は計測の可否に応じて、ナビゲーション情報の属性又は種類を、計測結果の視覚的表現となるように変化させることを特徴とするナビゲーション装置。

【0109】この(10)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記第1及び第2の実施の形態では、上記目標物は、被検体1、手術対象となる患部、手術において注意すべき部位が該当するが、実体が存在する被検体に限らず、予め取得した実在の目標物の画像情報から再構成された2次元、又は3次元のモデル像として表示される仮想の目標物も含む。また、上記被ナビゲーション対象物は、内視鏡3が該当するが、目標物に対して観察や操作を行うための吸引管やピンセット等の処置具なども含

む。上記3次元位置姿勢計測手段は、赤外線LEDを用いたセンサ(センシングプレート2, 4、センサアセンブリ7、センサ情報記憶部5、センサ制御部6)が該当するが、磁気センサを用いた方式や、機械的なリンクとジョイントとエンコーダやポテンショメータを用いた方式など、一般によく知られた3次元位置姿勢計測方式も含む。上記情報算出手段は、ナビゲーション情報記憶部9とナビゲーション情報制御部8が該当する。上記情報表示手段は、液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。なお、「ナビゲーション情報の属性」という用語は、本明細書では、ナビゲーション情報を表示する際の色、線の太さ、描画される大きさ、及び描画の疎密を意味している。

【0110】この(10)に記載の構成によれば、目標物と被ナビゲーション対象物は3次元位置姿勢計測手段により、3次元空間上の相対的な位置と姿勢を計測される。情報算出手段では、この3次元位置姿勢計測手段により計測された目標物及び/又は被ナビゲーション対象物の3次元位置姿勢情報、及び/又は計測の可否を、目標物と被ナビゲーション対象物の相対的な距離及び/又は方向の情報、及び/又は計測状態の情報として、ナビゲーション情報の生成制御を行う。情報表示手段では、この情報算出手段で生成制御されたナビゲーション情報を表示する。この結果、使用者は、容易に目標物と被ナビゲーション対象物との位置関係、及び/又は相対的な姿勢の状態、及び/又は計測の可否状態を把握することができる。

【0111】(11) 上記ナビゲーション情報は、上記3次元位置姿勢計測手段が正常に計測可能な時には、上記目標物及び/又は被ナビゲーション対象物の外形形状のモデル像、上記目標物の内部断層像情報のモデル像、上記目標物及び/又は被ナビゲーション対象物が存在する方向を示す記号的パターン、上記目標物への距離を表す数値、及び/又は記号的パターンの何れか一つ以上を含むもの、上記3次元位置姿勢計測手段が計測不能な時には、計測不能を示す文字情報及び/又は記号的パターンであることを特徴とする上記(10)に記載のナビゲーション装置。

【0112】この(11)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記外形形状のモデル像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム3次元モデルデータ10が該当するが、外形形状を表現できるモデルデータであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられるデータ構造も含む。また、第2の実施の形態では、内視鏡3の正射影像27を表現する線が該当するが、外形形状を表現できるものであれば一般的な3次元コンピュータグラフィックスで用いられる表現方法も含む。上記内部断層像情報のモデル像は、第1及び第2の実施の形態では、対

象部位の3次元ボリュームデータ11が該当するが、2次元ピクセルデータが複数存在する形態も含む。上記被ナビゲーション対象物が存在する方向を示す記号的パターンは、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。上記目標物への距離を表す数値は、第1の実施の形態では患部への距離を示す数字31が該当するが、任意の目標物への距離を示す数字を含む。上記目標物への距離を表す記号的パターンは、第1の実施の形態では患部への距離を示す棒30が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円柱等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。上記計測不能を示す文字情報は、第1の実施の形態では「計測不能状態」という文字情報28が該当するが、これは計測不能な状態を表現する任意の文字情報を含む。上記計測不能を示す記号的パターンは、第1の実施の形態では黄色で太さ60ピクセルの枠29が該当するが、計測不能を示すことを定義された任意の記号的パターンを含む。

【0113】(12) 上記被ナビゲーション対象物が観察機能を有し、情報表示手段において観察機能を有する被ナビゲーション対象物より得られる観察像と上記情報算出手段より得られるナビゲーション情報を、上記情報算出手段にて重畠表示することを特徴とする上記(10)に記載のナビゲーション装置。

【0114】この(12)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記観察機能を有する被ナビゲーション対象物は、第1の実施の形態では内視鏡3が該当するが、顕微鏡なども含む。また、上記情報表示手段は、第1の実施の形態では液晶モニタ13が該当するが、CRTディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどの映像情報表示装置も含む。

【0115】この(12)に記載の構成によれば、上記(10)に記載の被ナビゲーション対象物が観察機能を有しており、この観察機能から得られる観察像と上記(10)に記載の情報算出手段より得られるナビゲーション情報を重畠する。情報表示手段上で、実際の映像情報とナビゲーション情報を同一の空間上の情報として得られることにより、使用者は、まだ見えぬ実体の位置や形状や状態をナビゲーション情報から容易に把握することができる。

【0116】(13) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離及び／又は方向に応じて、ナビゲーション情報の色を変化させることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0117】この(13)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記ナビゲーション情報の色は、第1の実施の形態

ではモニタ上に描画される対象部位のワイヤフレーム像18、及び内部断層像19が該当するが、第1の実施の形態での矢印21も含む。また、第2の実施の形態では、モニタ上に描画される対象部位の三切断面像26や内視鏡3の正射影像27が該当する。

【0118】この(13)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じてナビゲーション情報の色が変化することにより、使用者は、相対的な距離が近付き過ぎたことなどを視覚的に容易に把握することができる。また、相対的な方向に応じてナビゲーション情報の色を変化させることにより、使用者は、相対的な方向がずれていることなどを視覚的に容易に把握することができる。あるいは、相対的な距離と方向を同時に評価して色を変化させることで、使用者は、相対的な距離と方向の状態を視覚的に容易に把握することができる。

【0119】(14) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離及び／又は方向に応じて、ナビゲーション情報の線の太さを変化させることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0120】この(14)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1及び第2の実施の形態が対応する。即ち、上記ナビゲーション情報の線の太さは、第1の実施の形態ではモニタ上に描画される対象部位のワイヤフレーム像18が該当するが、第1の実施の形態での矢印21も含む。第2の実施の形態では、モニタ上に描画される内視鏡3の正射影像27が該当する。

【0121】この(14)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じてナビゲーション情報の線の太さが変化することにより、使用者は、相対的な距離が近付き過ぎたことなどを視覚的に容易に把握することができる。また、相対的な方向に応じてナビゲーション情報の線の太さを変化させることにより、使用者は、相対的な方向がずれていることなどを視覚的に容易に把握することができる。あるいは、相対的な距離と方向を同時に評価して線の太さを変化させることで、使用者は、相対的な距離と方向の状態を視覚的に容易に把握することができる。

【0122】(15) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じて、目標物のモデル像が外形形状と内部断層像情報とに切り替わることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0123】この(15)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記外形形状のモデル像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コン

ピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線も含む。また、上記内部断層像情報は、第1の実施の形態では内部断層像19が該当する。

【0124】この(15)に記載の構成によれば、上記3次元位置姿勢計測手段により計測された上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じて外形形状のモデル像と内部断層像情報が切り替わることにより、使用者は、被ナビゲーション対象物が目標物の近くに位置していることを容易に把握することができる。また、設定された距離の内部と外部という異なる状態に応じた情報を容易に得ることができる。

【0125】(16) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じて、表示されるモデル像描画の粗密を変化させることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0126】この(16)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記モデル像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線も含む。

【0127】この(16)に記載の構成によれば、モデル像の描画の疎密が、目標物と被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じて、例えば遠くにある時には粗く、近くにある時には細かく変化することにより、モデル像描画の負荷と表示する情報量とのバランスをとることができ。このことにより、使用者は、適当な描画速度で適当な情報量を距離に応じて得ることができる。

【0128】(17) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離と方向に応じて、目標物及び／又は被ナビゲーション対象物のモデル像と、目標物及び／又は被ナビゲーション対象物が存在する方向の記号的パターンとを切り換えることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0129】この(17)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記モデル像は、第1の実施の形態ではワイヤフレーム像18が該当するが、ポリゴンなどの3次元コンピュータグラフィックスで用いられる様々な表現方法や視線方向に対する輪郭線、等距離線や内部断層像情報も含む。また、上記記号的パターンは、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0130】この(17)に記載の構成によれば、目標物と被ナビゲーション対象物との相対的な距離と方向から、上記情報表示手段の表示領域に対する位置関係を上

記情報算出手段にて算出し、例えば表示領域にモデル像が描画されない場合は記号的パターンへ切り替えることで、使用者は、目標物や被ナビゲーション対象物の位置や方向を見失うことなく把握することができる。

【0131】(18) 上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離に応じて、目標物が存在する方向を示す記号的パターンの大きさを変化させることを特徴とする上記(10)乃至(12)の何れかに記載のナビゲーション装置。

【0132】この(18)に記載の構成に関する実施の形態は、上記第1の実施の形態が対応する。即ち、上記記号的パターンは、第1の実施の形態では矢印21が該当するが、三角形や丸等の2次元幾何学図形や円錐等の3次元幾何学図形や画像データ等視覚的に確認できるものを含む。

【0133】この(18)に記載の構成によれば、パターンの大きさで上記目標物と上記被ナビゲーション対象物の相対的な距離を表現することにより、使用者は、方向だけでなく距離も視覚的に容易に把握することができる。

#### 【0134】

【発明の効果】以上詳述したように、本発明によれば、表示するナビゲーション情報を、目標物と被ナビゲーション対象物との相対的な3次元的位置姿勢に応じて変化させることにより、目標物と被ナビゲーション対象物との距離を視覚的に把握しやすくすること、及び必要な種類のナビゲーション情報を使用者が容易に入手できるナビゲーション装置を提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係るナビゲーション装置の構成を示す図である。

【図2】距離マップを説明するための図である。

【図3】距離マップを説明するための図である。

【図4】被検体のデータと被検体自身の関係を示す図である。

【図5】被検体のデータと被検体自身を関連付ける座標変換行列を説明するための図である。

【図6】内視鏡に取り付けられたセンシングプレートで規定される座標系から内視鏡の光学系を表現するカメラモデルで使用される座標系への座標変換行列と、カメラモデル座標系から実際の液晶モニタ上の座標系への座標変換行列とを説明するための図である。

【図7】被検体の頭部に取り付けられたセンシングプレートから内視鏡に取り付けられたセンシングプレートへの座標変換行列を説明するための図である。

【図8】対象部位のデータの液晶モニタ上での位置データへの複数の座標変換行列を用いた変換を説明するための図である。

【図9】(A)乃至(D)はそれぞれ液晶モニタの表示例を示す図で、特に、(A)は内視鏡の光学系からの映

像とナビゲーション情報としてのワイヤフレーム像とを重畳した表示、(B)は内視鏡の光学系からの映像とナビゲーション情報としての3次元ボリュームデータの内部断層像とを重畳した表示、(C)は内視鏡の撮影範囲内に対象部位が存在しない場合の表示、(D)は計測不能時の表示、をそれぞれ示している。

【図10】図9の(C)のような表示を行うための動作フローチャートである。

【図11】本発明の第2の実施の形態に係るナビゲーション装置の構成を示す図である。

【図12】第2の実施の形態における表示例と、そのような表示を行うために用いられる座標変換行列とを示す図である。

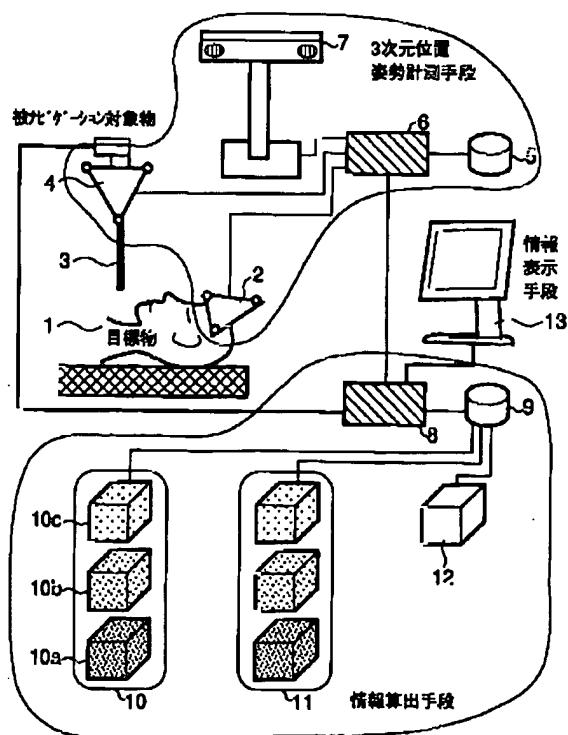
【図13】内視鏡の正射影像の線の太さを、対象部位と内視鏡の先端との相対的な距離に応じて変化させることを説明するための図である。

#### 【符号の説明】

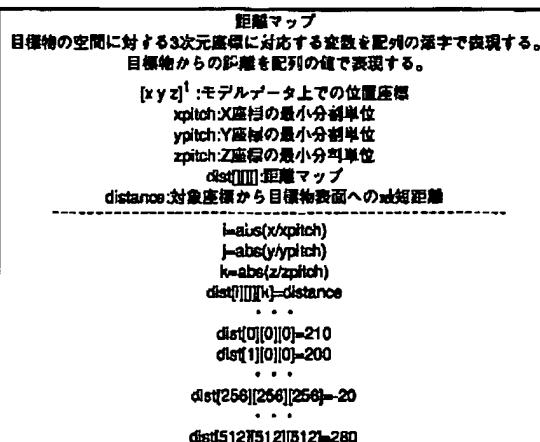
- 1 被検体
- 2, 4 センシングプレート
- 3 内視鏡
- 5 センサ情報記憶部
- 6 センサ制御部
- 7 センサアセンブリ

- 8 ナビゲーション情報制御部
- 9 ナビゲーション情報記憶部
- 10, 10a, 10b, 10c ワイヤーフレーム3次元モデルデータ
- 11, 11a, 11b, 11c 3次元ボリュームデータ
- 12 距離マップ
- 13 液晶モニタ
- 14, 15, 16, 17 座標変換行列
- 18, 20 ワイヤーフレーム像
- 19 内部断層像
- 21 矢印
- 22 内視鏡映像の中心
- 23 対象部位の代表点のモデルデータ座標系での座標値
- 24 ベクトル
- 25 内視鏡の先端位置と後端位置の座標値
- 26 三切断面像
- 27 内視鏡の正射影像
- 28 文字情報
- 29 黄色で太さ60ピクセルの枠
- 30 患部への距離を示す棒
- 31 患部への距離を示す数字

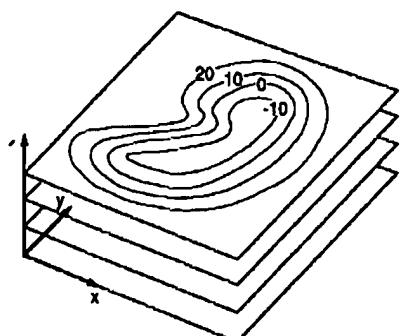
【図1】



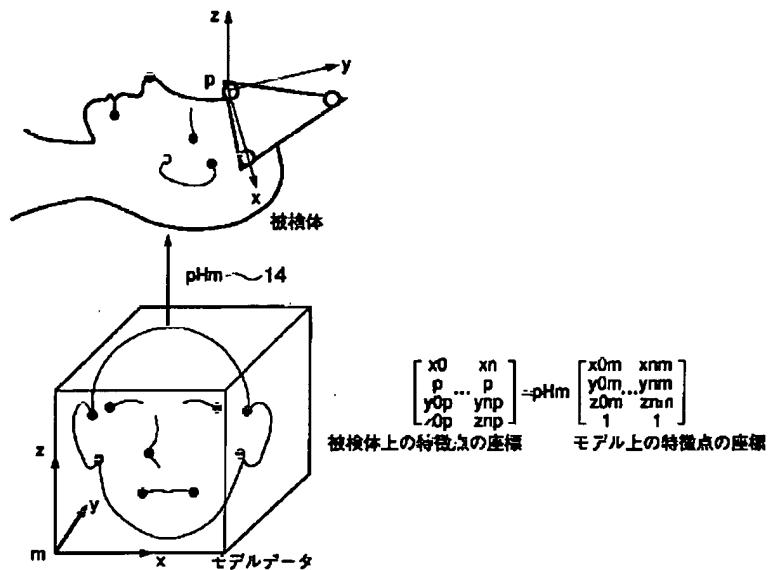
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

座標変換行列  $bHa = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} & T_0 \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} & T_1 \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} & T_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

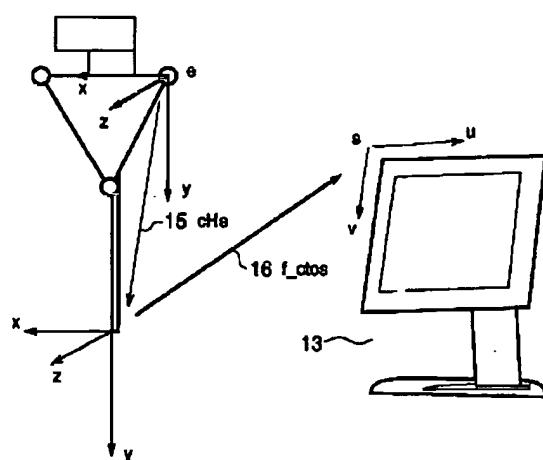
軸成分R 並進成分T

定数成分

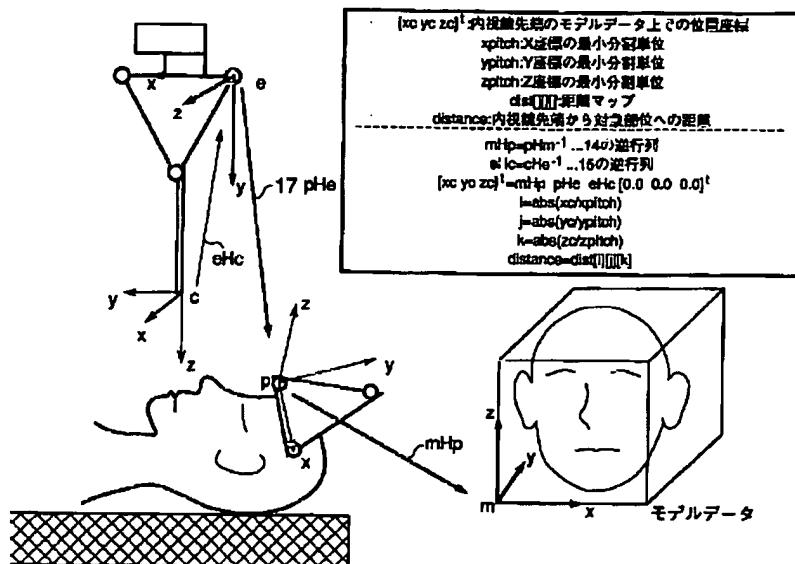
回転成分R

並進成分T

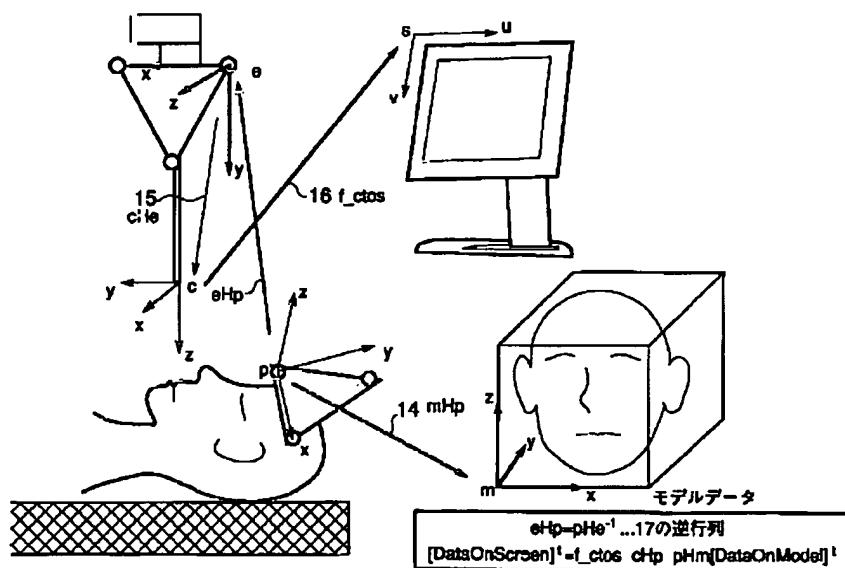
【図6】



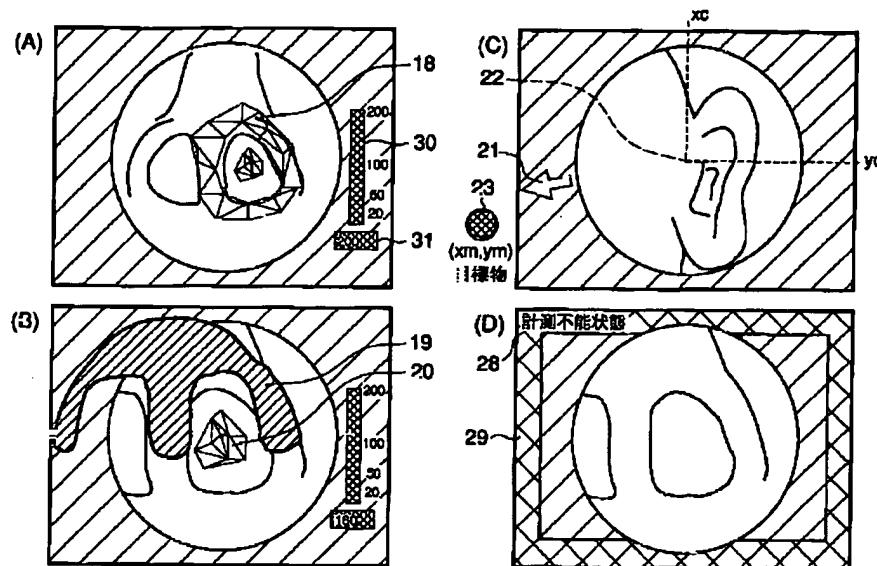
【図7】



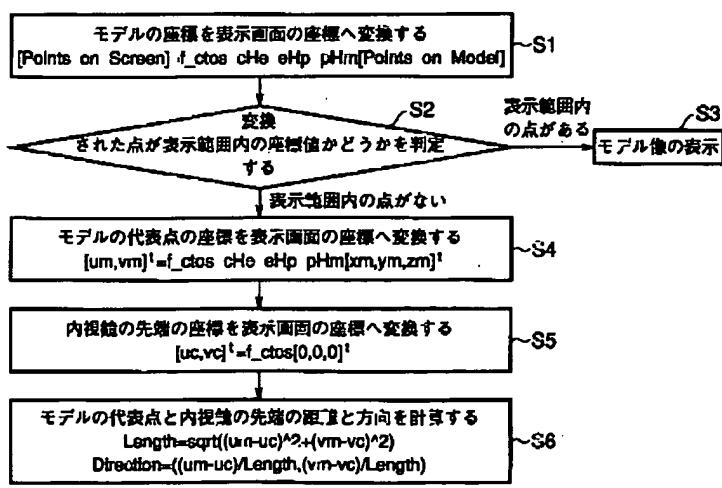
【図8】



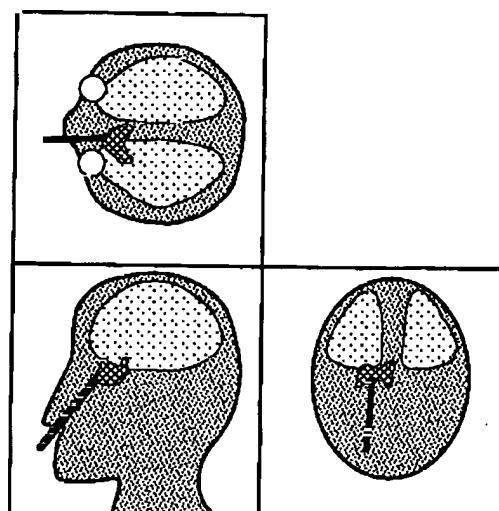
【図9】



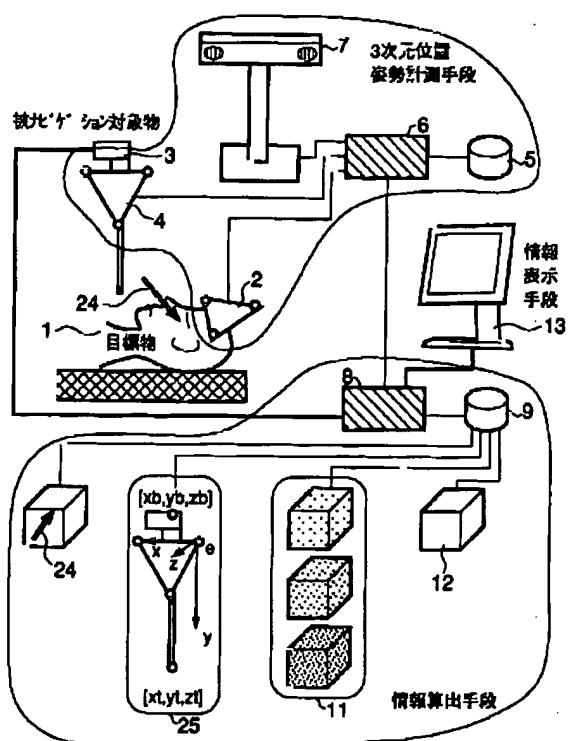
【図10】



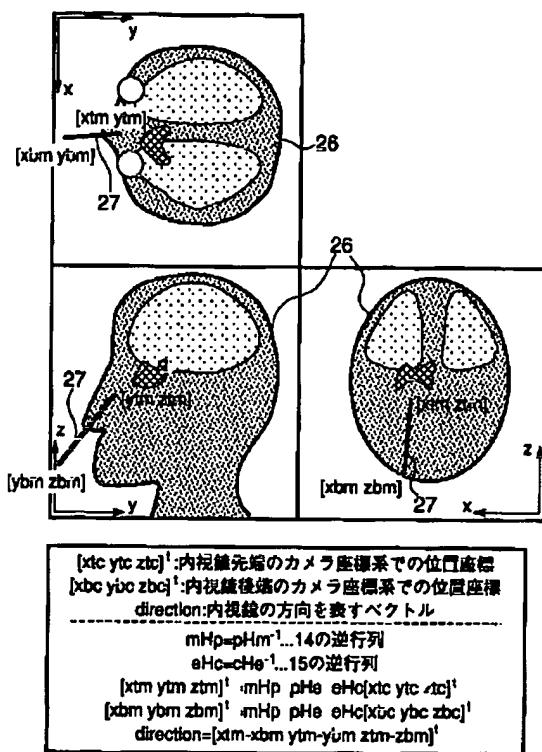
【図13】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 斎藤 明人  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 松崎 弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 小坂 明生  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 浅野 武夫  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
Fターム(参考) 5E501 AA24 AA25 AC15 BA03 CA03  
CB14 FA14 FA27

# ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE AND ULTRASONIC DIAGNOSING METHOD

**Publication number:** JP2001340336 (A)

**Publication date:** 2001-12-11

**Inventor(s):** TAMURA KAZUHIRO +

**Applicant(s):** TOSHIBA MEDICAL SYS CO LTD; TOSHIBA CORP +

**Classification:**

- **international:** A61M25/00; A61B8/00; G06T1/00; A61M25/00; A61B8/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B8/00; A61M25/00; G06T1/00

- **European:**

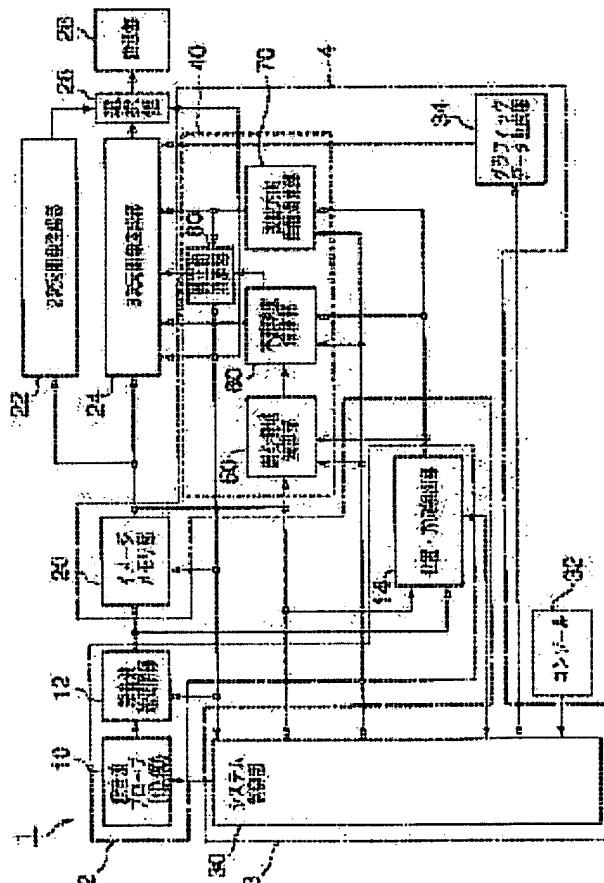
**Application number:** JP20000164911 20000601

**Priority number(s):** JP20000164911 20000601

## Abstract of JP 2001340336 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an ultrasonic diagnosing device and an ultrasonic diagnosing method wherein a proper setting is performed without an adjusting work for a display image by an operator in a three-dimensional image display process, and at the same time, even when an area of interest moves, the image of the area of interest or the like can be clearly displayed.

**SOLUTION:** This ultrasonic diagnosing device is equipped with a three-dimensional image forming means 24, an ultrasonic probe 10 and a catheter 11 which is inserted in a subject. In this case, the three-dimensional image forming means 24 forms a three-dimensional image from an image signal obtained by the ultrasonic probe 10 which obtains the image signal by scanning in the subject by an ultrasonic wave. Then, the ultrasonic diagnosing device performs an ultrasonic diagnosis by displaying the three-dimensional image on a display screen. The ultrasonic diagnosing device is also equipped with a detecting means 2 which detects the distal end location and the distal end direction of the catheter. In addition, a control means 4 which changes and controls the opaque degree of an area of interest for an object, wherein the characteristics around the distal end area in the subject are extracted, in response to the movement of the catheter 11 is provided.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-340336

(P2001-340336A)

(43)公開日 平成13年12月11日 (2001.12.11)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
A 6 1 M 25/00	3 1 2	A 6 1 M 25/00	3 1 2 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数19 O.L (全14頁)

(21)出願番号 特願2000-164911(P2000-164911)

(71)出願人 594164531  
東芝医用システムエンジニアリング株式会  
社  
東京都北区赤羽2丁目16番4号

(22)出願日 平成12年6月1日 (2000.6.1)

(71)出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 田村 和宏  
東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用  
システムエンジニアリング株式会社内

(74)代理人 100081411  
弁理士 三澤 正義

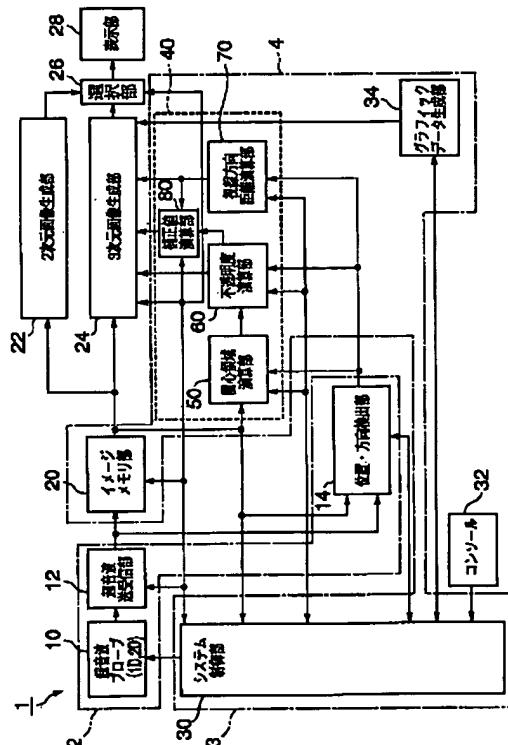
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57)【要約】

【課題】 本発明は、3次元画像表示処理において操作者が表示画像の調整作業を行うことなく適正な設定が行われるとともに、関心領域が移動しても関心領域等の画像を鮮明に表示できる超音波診断装置及び超音波診断方法を提供する。

【解決手段】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブ10得られた画像信号から3次元画像を生成する3次元画像生成手段24と、超音波プローブ10と、被検体内に挿入されるカテーテル11と、を有し、3次元画像を表示画面に表示して超音波診断を行う超音波診断装置である。カテーテルの先端位置及び先端方向を検出する検出手段2を有する。さらに、先端位置と先端方向に基づいて、被検体内における先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、カテーテル11の移動に応じて変更制御する制御手段4を設けている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記被検体内における前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段と、検出された前記条件情報に基づいて、前記関心領域の画像表示パラメータを、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、

前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動に応じて変更制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、

前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の視線方向を、3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、

前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 前記制御手段は、

前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、前記関心領域のボクセル値の平均値を算出する関心領域演算部と、前記ボクセル値の平均値に基づいて、前記不透明度の不透明度曲線を算出する不透明度演算部と、

を含み、前記不透明度曲線に基づき、前記関心領域の強調表示の強調度を変更制御することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記制御手段は、

前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離を算出する視線方向距離演算部と、

前記視線方向の距離に基づいて、前記不透明度を補正する補正值を算出するとともに、前記補正值と前記不透明度とにに基づいて、補正された不透明度を算出する補正值演算部と、

を含むことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】 前記関心領域の表示態様を規定する関心領域パラメータを設定する設定手段をさらに有し、前記制御手段は、前記設定手段により設定された関心領域パラメータに基づいて、制御により算出された前記関心領域の関心領域パラメータを変更制御することを特徴とする請求項4乃至請求項6のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】 前記関心領域演算部は、

前記先端位置と前記先端方向とにに基づいて、前記挿入手段のボクセル位置を算出するボクセル位置演算部と、前記挿入手段の前記ボクセル位置と前記関心領域の表示態様を規定する関心領域パラメータとにに基づいて、前記関心領域のボクセル値を抽出する関心領域抽出部と、

を含むことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項9】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の形状であることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項10】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の前記先端方向の方向優先度であることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項11】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の大きさであることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項12】 前記制御手段は、

前記設定手段による設定入力に基づいて、前記表示画面上にグラフィック表示データを生成するグラフィックデータ生成部をさらに有することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項13】 前記グラフィック表示データは、前記不透明度の不透明度曲線であることを特徴とする請求項

12に記載の超音波診断装置。

【請求項14】前記グラフィック表示データは、3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離と、前記不透明度を補正する補正值との関係を示す補正曲線であることを特徴とする請求項12又は請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項15】前記検出手段は、

前記先端位置を検出する第1の検出部と、  
前記先端方向を検出する第2の検出部と、  
を有し、

前記第2の検出部は、前記挿入手段の先端部に少なくとも2つの造影部を含むことを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項16】被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを含んだ超音波診断装置であって、

前記超音波プローブに装着されて被検体内に挿入される挿入手段の先端部にて、前記挿入手段の形成方向に沿って少なくとも2つの造影部を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項17】前記造影部は、

前記挿入手段と異なるコントラストのコントラスト剤含有部であることを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置。

【請求項18】被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐して超音波診断を行う超音波診断方法であって、

前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とに基づいて、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて、前記被検体内的前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を変更する演算を行う演算制御ステップと、

この演算結果に基づいて、前記関心領域を表示画面上に表示する表示制御ステップと、

を含むことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項19】前記演算制御ステップは、  
前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記関心領域のボクセル値の平均値により前記不透明度の不透明度曲線を算出するステップと、

3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離に基づき、前記不透明度を補正する補正值を算出するステップと、

前記補正值と前記不透明度に基づき、補正された不透明度を算出するステップと、

を含むことを特徴とする請求項18に記載の超音波診断方法。

### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置及び超音波診断方法に関し、特に、超音波3次元画像表示を用いる診察においてカテーテルや穿刺針の位置情報を元に、その関心領域から3次元画像表示パラメータを自動設定し、超音波画像で被検体内部をモニタリングしながら、診断・手術・治療を行う超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

#### 【0002】

【従来の技術】この種の超音波診断装置では、超音波3次元走査によりカテーテルをモニタし、被検体内的3次元画像を表示画面上に表示することが行われる。特に、超音波診断装置は、リアルタイム表示が可能な為、カテーテル等をモニタしながら操作できることや、X線等の被爆がないことを理由に用いられる。

【0003】この3次元画像表示は、2次元画像表示と違い、ボリューム空間として前後・左右の位置関係を明確にでき、しかも、自由な角度からの表示ができるなどに特徴がある。さらに加えて、2次元画像表示で用いられる画像処理の他に、深さ方向に係る処理操作が必要となる。

【0004】3次元画像表示における代表的な画像表示パラメータには、(1) 対象データの投影方向を示す視線方向(Ray)、(2) 対象データ値や深さ方向に対する強調度を示す不透明度(Opacity)、(3) 視線方向から手前側の一部のデータを削除し表示するカッティング、(4) データ値の法線ベクトルによる陰影強調を行うシェーディング、等がある。

【0005】従来、このような超音波を含めた医療用3次元画像表示装置でのボリュームレンダリング表示では、オブジェクトの関心領域を見易い表示に調整するには、操作者が表示画像を見ながら上述の各画像表示パラメータを調整することで、最適なモニタリングを行っていた。

【0006】例えば、不透明度等の画像表示パラメータを操作者が変えることにより、視点位置からの深さ方向(視線方向)の見え方を変化させることが行われている。

【0007】このように、3次元画像表示では、不透明度やカラーの条件等を変えることにより、視線方向からの奥行き、輝度、色彩等の変更を行うが、この設定は、通常、操作者が観察に適した画像になるように、マニュアル操作を繰り返して調整作業を行っていた。

#### 【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上述のようなマニュアル操作による調整作業を行う場合には、煩雑な操作を短時間に行う必要があり、操作者の大きな負担となっていた。

#### 【0009】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上述のようなマニュアル操作による調整作業を行う場合には、煩雑な操作を短時間に行う必要があり、操作者の大きな負担となっていた。

元画像表示による、血管への挿入手段例えばカテーテル等のガイドを例にすると、以下の操作が必要となる。

【0010】先ず、カテーテルの進行方向の血管状況、障害物組織、目標病巣の表示を行う場合には、視点位置を変更するとともに、視線方向（進行方向）の奥行きを調整する。また、カテーテルの操作方向を把握しやすくする為に上下・左右・回転の各々を調整する（ステップ「以下、s」1a）。次に、視線方向や超音波プローブの距離変化による表示深度の調整を行うとともに、不透明度の設定を変える（s 1b）。そして、対象部位となる組織の強調、すなわち不透明度の設定を変えるとともに、カラー／グレー設定を変える（s 1c）。最後に、観察不要な手前部分のカッティング位置を指定し、当該部分をカットする（s 1d）。

【0011】次に、関心領域、病巣等の組織の詳細表示を行い、治療状況の観察を行う場合には、関心領域付近が鮮明に見えるように、不透明度を変えて表示深度を調整する（s 2a）。そして、前記調整で、視線方向手前に関心領域類似値がある場合、奥行き方向の強度が弱くなる為、視線方向を変えるとともに、カッティング位置を調整する（s 2b）。最後に、関心領域を鮮明にする為に、ウインドウ幅、ウインドウレベルを調整する（s 2c）。

【0012】上記の（s 1a）～（s 2c）に示すように、3次元表示処理には、調整要素が多い為、操作者は表示画像を見ながらの繰返し調整を短時間に行わなければならなかった。

【0013】しかも、現在の関心領域表示が、適正な設定で行われているかも操作者の判断で行われるために、適正な診断の妨げになっていた。

【0014】また、関心領域等の画像は上述のパラメータのみでは、鮮明に表示することができなかつた。

【0015】さらに、カテーテルの先端部の移動に伴い、関心領域が移動すると、その都度、再度調整する必要があった。このようなことは、診察、手術をする上の弊害となっていた。

【0016】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、3次元画像表示処理において操作者が表示画像の調整作業を行うことなく、適正な設定が行われるとともに、関心領域が移動しても関心領域等の画像を鮮明に表示することのできる超音波診断装置及び超音波診断方法を提供することにある。

【0017】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、請求項1に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記被検体内における前記挿入手段の先端部周辺の

特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段と、検出された前記条件情報を基づいて、前記関心領域の画像表示パラメータを、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0018】また、請求項2に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0019】また、請求項3に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0020】また、請求項4に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の視線方向を、3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0021】また、請求項18に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐して超音波診断を行う超音波診断方法であって、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向

とに基づいて、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて、前記被検体内の前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を変更する演算を行う演算制御ステップと、この演算結果に基づいて、前記関心領域を表示画面上に表示する表示制御ステップと、を含むことを特徴としている。

#### 【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施の形態の一例について、図面を参照して具体的に説明する。

#### 【0023】【第1の実施の形態】

(全体構成) 先ず、超音波診断装置の全体の概略構成について、図1を参照して説明する。図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能プロック図である。

【0024】超音波診断装置1は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブに装着された挿入手段を被検体内に挿入し、画像信号に基づいて生成された被検体内の少なくとも3次元画像を表示画面上に表示して超音波診断を行うものである。

【0025】この超音波診断装置1は、被検体内における挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段2と、検出された条件情報に基づいて、関心領域の画像表示パラメータを、挿入手段の移動及び表示画面上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段4と、被検体内に挿入される挿入手段であるカテーテル11(図3参照)と、検出手段2より得られた画像信号から2次元画像を生成する2次元画像生成部22と、検出手段2より得られた画像信号から3次元画像を生成する3次元画像生成部24と、2次元画像生成部22から出力される2次元画像及び3次元画像生成部24から出力される3次元画像のいずれかを選択する選択部26と、選択された画像を表示画面上にて表示するよう表示制御する表示部28と、前記表示画面上にて各種パラメータ等を設定入力するための設定手段としてのコンソール32と、を含んで構成される。

【0026】ここで、関心領域の画像表示パラメータとしては、例えば不透明度、視線方向、カッティング、シェーディング等が挙げられる。なお、不透明度とは、オブジェクトの関心領域の強調表示の強調度を示すものである。また、これらの画像表示パラメータを決定する条件情報としては、挿入手段であるカテーテルの先端部の先端位置、挿入される先端部の先端方向等が挙げられる。

【0027】2次元画像生成部22では、イメージメモリ部20に取り込まれた画像をプレーン毎に表示処理を行う。

【0028】3次元画像生成部24では、システム制御部30から視線方向、不透明度、グレー/カラー設定条

件を用いて、イメージメモリ部20のボクセルデータについて、3次元画像を生成する。この画像生成としては、例えばレンダリング処理等が挙げられる。

【0029】選択部26は、操作者の操作に基づいて、2次元画像生成部22で得られた2次元画像のデータと、3次元画像生成部24で得られた3次元画像データを選択する機能を有する。

【0030】2次元画像生成部22、3次元画像生成部24からの画像データは、選択部26に入力され、選択部26からの出力信号は、例えば図示しないD/A変換器等によりアナログ信号に変換された後、表示部28に入力される。

【0031】表示部28は、3次元画像生成部24及び2次元画像生成部22からの画像を表示させる機能を有し、例えばTVモニタ等から形成され、単体又はデュアル(2画面や合成)表示を可能とする。

【0032】設定手段であるコンソール32は、例えばトラックボール及び/又はキーボード等の入力装置を用いて構成され、表示部28上で診断部位の指定や、各種画像表示パラメータ、関心領域パラメータの入力設定等を行うためのものである。これにより、制御手段4は、コンソール32により設定された関心領域パラメータに基づいて、制御により算出された関心領域100の関心領域パラメータを変更制御する。

【0033】(検出手段について) 次に、検出手段2の詳細な構成について説明する。検出手段2は、図1に示すように、カテーテル11(図3参照)と、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブ10と、超音波プローブ10に接続された超音波送受信部12と、カテーテル11の先端部の先端位置及び先端方向を検出する位置・方向検出部14と、を含んで構成される。

【0034】超音波プローブ10は、複数の超音波トランステューサが配列される。なお、超音波プローブ10は、ボリュームスキャンデータを得る為に、1次元配列のプローブで複数枚分のスキャンを行う構成であっても、2次元配列のプローブで3次元方向にボリュームスキャンを行う構成であってもよい。カテーテル11の回転角度及び患者体内での進入距離を計測し、これらの情報を先端位置情報として出力するエンコーダ等を持つ場合がある。

【0035】挿入手段であるカテーテル11は、超音波プローブ10に回転自在に装着される。なお、挿入手段としては、カテーテルに限らず、穿刺針であってもよい。また、カテーテル11の先端部には、図5に示すように、造影部であって、カテーテル11と異なるコントラストで形成された複数例えば2個のコントラスト剤含有部11a、11bが設けられている。これにより、2点の造影作用によりカテーテル11が向く方向を検出できる。また、このコントラスト含有部を3個以上設けて

もよい。これにより、カーテル11の柔軟性により湾曲して、その先端部が操作者の視線側を向く状態にまで屈曲したとしても、造影によって先端部の向く方向を特定できる。

【0036】このように構成された超音波プローブ10を例えれば患者の血管102内に挿入し、回転させつつ、超音波トランデューサにより超音波の送受信を行うので、3次元空間の走査が可能である。すなわち、超音波トランデューサによる1回のリニア走査により2次元空間の走査ができるので、回転を繰り返すことにより、断面扇状の3次元空間の画像信号を得ることができる。

【0037】超音波送受信部12は、超音波プローブ10の送信・受信の制御を行うことで、画像信号（エコードデータ）を得る機能を有しており、超音波トランデューサに対して駆動パルスを供給し、かつ、超音波トランデューサにより受信された反射波信号を受け取って処理する回路である。

【0038】送信時には図示しないパルス発生器から超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスが输出され、レートパルスは、図示しない送信遅延回路に入力され、ここで送信ビームの電子集束のための遅延時間が与えられた後、図示しない駆動回路に供給される。駆動回路から出力される駆動パルスにより、超音波トランデューサが駆動され、超音波プローブ10から超音波パルスがビーム状に図示しない患者体内に向けて放射される。

【0039】超音波プローブ10から患者体内に放射された超音波パルスは患者体内で反射され、その反射波が超音波プローブ10によって受信される。

【0040】反射波の受信時には、送信時と同じ超音波トランデューサが選択され、選択された超音波トランデューサで受信された反射波のみが反射波信号として取り出され、反射波信号は受信遅延回路に送られ、送信遅延回路と同様の遅延時間与えられた後、図示しない加算器にて送られて加算合成され、図示しない対数増幅器で対数圧縮及び増幅され、さらに図示しない包絡線検波器により検波される。

【0041】位置・方向検出部14は、治療に使用するカーテル11の先端部位置を検出する第1の検出部である位置検出部としての機能と、方向を検出する第2の検出部である方向検出部としての機能を有する。

【0042】位置検出を行う場合は、例えカーテル11を操作することで、位置検出機構であるエンコーダ等により移動距離情報及び角度情報を検出して先端位置を算出できる。

【0043】但し、カーテル11は、柔軟性がある為、体外からの操作での位置検出は難しい。この場合は、図5に示すように、カーテル11の先端部に超音波コントラスト増加部分を持つ組成を持たせることにより、通常のスキャナにより上記エンコーダから先端部位

を抽出できる。

【0044】方向検出を行う場合は、上述の図5に示すコントラスト含有部11a・11bを2箇所形成することで、この2箇所に造影成分を持たせることにより、カーテル11の先端部の進行方向を検出できる。なお、造影を持たせるためであれば、上記のコントラスト含有部11a・11bを構成する場合に限定されず、各コントラスト成分の形状を変えるようにして構成してもよい。

【0045】（制御手段について）次に、制御手段4の詳細な構成について説明する。制御手段4は、検出された先端位置と先端方向に基づいて、被検体内における先端部周辺の特徴を抽出した3次元画像における関心領域100（図3参照）の不透明度を、カーテル11の移動に応じて変更制御する機能を有し、超音波送受信部12からの画像信号を格納するイメージメモリ部20と、装置全体の制御を司るシステム制御部30と、表示画面上に3次元画像とともに表示されるグラフィック表示データを生成するグラフィックデータ生成部34と、関心領域や不透明度等の各種の制御演算を行う制御演算部40と、を含んで構成される。

【0046】イメージメモリ部20では、超音波送受信部12からのエコードデータを記録蓄積する。例え超音波プローブ10が、1次元のプローブの場合は、複数枚の収集プレーンをイメージメモリ部20上に並べる。また、超音波プローブ10が2次元のプローブの場合は、ボリュームエコードデータを記録する。すなわち、超音波送受信部12の出力信号は、図示しないA/D変換器によりデジタル信号に変換されて画像データとなり、この画像データはイメージメモリ部20に一旦ストアされる。イメージメモリ部20にストアされた画像データは、図示しないフレームメモリ及び2次元座標変換部とからなる2次元画像生成部22に入力され、ここで2次元画像、すなわち、患者体内の2次元空間の断層像が構成される。

【0047】さらに、イメージメモリ部20にストアされた画像データは、図示しない3次元メモリ及び3次元座標変換部とからなる3次元画像生成部24に入力され、ここで3次元画像が生成される。

【0048】システム制御部30は、装置全体の制御、すなわち、超音波プローブ10に設けられたエンコーダからのカーテル11の先端位置、先端方向、コンソール32からの診断部位指定情報、画像表示パラメータ、関心領域パラメータ等を受けて超音波送受信部12、2次元画像生成部22、3次元画像生成部24、グラフィックデータ生成部34、制御演算部40等の制御を行う回路である。また、システム制御部30は、ユーザーインターフェースをも行い、超音波スキャンの制御や、モード変更、基本的な画像表示パラメータ設定等を行う機能も有する。

【0049】グラフィックデータ生成部34は、カーテル11の位置検出のマーク表示や、関心領域抽出操作カーソル、不透明度の不透明度曲線、視線方向の距離と不透明度を補正する補正值との関係を示す補正曲線、等の各種グラフィック表示データを生成する機能を有する。また、グラフィックデータ生成部34は、表示部28において3次元空間内の2次元画像の走査位置を示すグラフィック画像等を表示するための信号も格納している。このグラフィックデータ生成部34からの画像データは3次元画像生成部24に入力される。

【0050】(制御演算手段について) 次に、制御演算手段40の詳細な構成と画像生成の原理について説明する。

【0051】制御演算手段40は、先端位置と先端方向とに基づいて、関心領域100のボクセル値分布の平均値(基準値)を算出する関心領域演算部50と、ボクセル値分布の平均値(基準値)に基づいて、不透明度の不透明度曲線を算出する不透明度演算部60と、先端位置と先端方向とに基づいて、3次元空間上の視点位置から先端位置までの視線方向の距離を算出する視線方向距離演算部70と、視線方向の距離に基づいて、不透明度を補正する補正值を算出するとともに、補正值と不透明度とに基づいて補正された不透明度を算出する補正值演算部80と、を含んで構成される。

【0052】これにより、不透明度曲線に基づき、関心領域100の境界面における強調表示の強調度を変更制御する。

【0053】(関心領域演算部) ここで、関心領域演算部の具体的構成について図2を用いて説明する。図2は、関心領域演算部の具体的構成を示す図である。

【0054】関心領域演算部50は、カーテル11先端部又は操作者指定領域について、ボクセル値の平均を演算する。この関心領域100の大きさや形状は任意に設定できる。また、カーテル11を進めるに従い、関心領域100中心も進行方向側に移動していく。なお、カーテル11による病巣への薬剤注入では、病巣等をユーザーが指定(3次元領域抽出)することにより、その領域を基準にレンダリングを行うことができる。

【0055】関心領域演算部50は、図2に示すように、先端位置と先端方向とに基づいて、カーテル11のボクセル位置を算出するボクセル位置演算部52と、ボクセル位置と関心領域100の表示態様を規定する関心領域パラメータとに基づいて、関心領域100のボクセル値を抽出する関心領域抽出部54と、イメージメモリ部20の収集データとボクセル値とに基づいて関心領域の平均値を算出する関心領域平均値演算部56と、を含んで構成される。なお、関心領域パラメータとしては、関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等が挙げられる。

【0056】上記のような構成の関心領域演算部50に

おいて、先ず、位置・方向検出部14から先端位置及び先端方向データがボクセル位置演算部52に入力されると、ボクセル位置演算部52は、カーテル11の先端部のボクセル位置を算出する。

【0057】すると、コンソール32にて設定された関心領域パラメータ(関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等)と、上記のカーテル11の先端部のボクセル位置から関心領域抽出部54では、関心領域100のボクセル値を抽出することとなる。

【0058】そして、この抽出されたボクセル値と、イメージメモリ部20にて収集された収集データとに基づいて、関心領域平均値演算部56は関心領域100のボクセル値の平均値を算出する。この算出された関心領域100の平均値は、不透明度演算部60に入力される。

【0059】(不透明度演算部) 不透明度演算部60は、関心領域100から求めた関心領域平均値となる基準ボクセル値に基づいて、不透明度パラメータ及びその曲線を決定する。すなわち、図3に示すように、基準ボクセル値である基準値(A)を中心とした不透明度曲線を設定する。ここで、不透明度曲線の幅sが小さい場合は、関心領域100のみ強調される画像となり、その他のボクセル値部分は透過して表示上では目立たないこととなる。不透明度曲線の幅sを大きくすると、基準ボクセル値(基準値(A))以外も反射が増加する為、強調度は小さくなることになる。

【0060】ここで、レンダリング処理の中でも特にレイトレンジング法を用いて3次元画像を構成する例を以下に説明する。このレイトレンジング法では、図4に示すように、3次元画像データに対して、視線方向すなわち投影面(プロジェクションプレーン106)を決め、ボクセル104に対して視線方向から光線(=レイ)を飛ばし、経由するボクセルデータ値で決まる不透明度により、減衰透過する光線量を計算しながらレイ上の各サンプル点(x, y, z)の反射光総量に輝度やカラー処理を施して3次元画像を得る。

【0061】なお、不透明度の他に、隣接するボクセル値面に対してライディングによる光の当たり具合で影付けを行うシェーディング処理などもある。レンダリング処理には、前記レイトレンジング法の他にも、バックプロジェクション法など様々な処理方法があるが、本例はレイトレンジング法に限定するものではない。

【0062】このような処理手順に違いがあった場合でも、不透明度等の各種パラメータの意味付けは同じである。

【0063】ここで、不透明度の役割について説明する。このパラメータにより、透過光線量が決まる為、不透明度が大きい傾向がある場合は、奥方向まで光線が届かず、視線方向の近くまで表示される。一方、不透明度が小さい傾向がある場合には、奥方向までが表示される

こととなる。さらに、不透明度は、強調したいボクセル値とも関係付けることが可能である。

【0064】視線方向距離演算部70は、位置・方向検出部14からボクセルデータのどの位置にカーテル11先端があるかの情報を得て、進行方向を算出する。

【0065】この進行方向から、3次元画像視線方向を決定し、そのパラメータを3次元画像構成部に渡すことにより、カーテル11の進行方向を表示奥行側に設定できることとなる。またその視線方向から注目点（カーテル11先端）までの奥行き距離を算出する。

【0066】（補正值演算部）補正值演算部80は、関心領域100の位置に合わせて、図3に示すように、不透明度を補正する補正曲線を算出する機能を有する。

【0067】図3の例で示すように、視点位置から関心領域100までの方向である視線方向からの深さvの距離から、不透明度への係数を変えて、関心領域をさらに強調することが可能となる。

【0068】ここで、不透明度と深さv方向の距離に応じた補正值（B）との関係は、以下の式で表すことができる。すなわち、レイトレーシングステップ毎のボクセル奥行きへの不透明度を  $NEW\_Opacity(k)$  、関心領域から求めた不透明度の曲線を  $Opacity$  、レイトレーシングステップ毎の不透明度補正值を  $Depth\_correct(k)$  とすると、

$$NEW\_Opacity(k) = Opacity * Depth\_correct(k)$$

となる。

【0069】この深さv方向への補正がない場合は、ボクセル値のみで不透明度が変わる為、不透明度基準値（A）に近いボクセル値が近距離に大量にあると、手前のみが強調されることとなり、注目したい部位まで透過光が届かず、見え難い現象が起こる。そこで、関心領域近傍には、補正值（B）を大きくして高めの係数を与え、その他の距離部分には、補正值（B）を小さくして低めの係数を掛けることにより、強調表示性能を向上させることができる。

【0070】この距離補正は、視線方向tの変化に対して、リアルタイムで再計算及び再設定を可能となる。

【0071】なお、不透明度を  $Opacity$  、レイトレーシングサンプル点のボクセル値を  $color$  とすると、レイトレーシングサンプル点の減衰光量hは、  $h(m) = (1 - h(m-1)) * opacity(V(x, y, z))$  となる。そして、投影面上（u, v）座標上の画素値  $I(u, v)$  は、

【0072】

【数1】

$$I(u, v) = \sum_{k=0}^{m-1} color(V(x, y, z)) * h(k)$$

となる。これにより、補正した不透明度から画素値を算出することができる。

【0073】さらに、自動設定した曲線を操作者が変更することができるよう構成されている。また、関心領域100の関心領域パラメータを設定する設定手段であるコンソール32により、操作者による変更を可能としている。

【0074】これにより、基準値の自動計算を行っている為、ユーザーが調整する上でも、希望する設定値に容易に近づけることも可能となる。

【0075】上記のような構成の制御演算部40において、不透明度演算部60は、関心領域演算部50からの関心領域平均値、すなわち不透明度基準値（A）により、図3のボクセル値分布による不透明度曲線を算出する。

【0076】一方、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、視線方向距離演算部70は、視線方向tからの深さvを算出する。この深さvに基づいて、補正值演算部80は、先ず、図3に示す補正曲線を算出する。次いで、この補正曲線に対応した補正值（B）を上記で求めた不透明度演算部60からの不透明度（A）に掛け合わせることにより、補正された不透明度を算出する。

【0077】そして、レイトレーシング法では、この補正された不透明度と、減衰光量及びボクセル値により、上述の式を用いて画素値を算出することができる。

【0078】この算出された画素値を3次元画像生成部24に入力することで、関心領域100の強調度をより明瞭に表示した3次元画像が生成されることとなる。

【0079】さらに、これら演算された表示画像では、3次元画像が明瞭でない場合には、コンソール32から関心領域パラメータ（形状、大きさ、進行方向優先度等）や不透明度曲線、補正曲線等を任意に設定して、さらなる補正を行えばよい。

【0080】なお、上述の各基準値に対応した複数の不透明度曲線に関するテーブル、各深さvに対応した複数の補正曲線に関するテーブル等のデータは、制御手段4に含まれる図示しない記憶手段に予め格納しておいてもよいし、グラフィックデータ生成部34内に図示しないメモリを形成して格納してもよいし、イメージメモリ部20内に専用のメモリアドレス空間を形成してもよいし、3次元画像生成部24内のメモリに専用のメモリアドレス空間を形成してもよいし、不透明度演算部60・補正值演算部80・視線方向距離演算部70に図示しない記憶手段であるメモリを各々形成することで実施してもよい。

【0081】このように、本実施の形態によれば、治療・診断に使用する超音波3次元画像について、関心領域の強調表示が可能となり、複数のパラメータ設定を操作しなくても適正な表示を得ることができる。

【0082】また、カーテル11での治療、診察におけるナビゲーションとして、進行する方向付近の領域を

適正に表示でき、煩雑な操作の低減を図ることができ。さらに、関心領域が適正に表示されるため、血管102や組織等が鮮明であり、誤操作による患者への損傷を低減するものである。

【0083】(動作について) 次に、図1～図6を参考して上述のような構成の超音波診断装置の全体の動作を説明する。

【0084】先ず、超音波プローブ10を患者の例えは血管102等内に挿入し、回転させることで3次元空間の走査を行う。この走査により超音波プローブ10から超音波送受信部12を介して得られた3次元空間内の画像データは、一旦イメージメモリ部20に蓄積された後、2次元画像生成部22に入力され、表示部28に対応した2次元座標に変換されて図示しないフレームメモリに格納される。すなわち、フレームメモリには3次元空間を構成する2次元空間の2次元画像である断層像の画像データが順次得られる。

【0085】イメージメモリ部20からの画像データは、3次元画像生成部24にも入力され、3次元座標に変換されて、図示しない3次元メモリに3次元画像データとして格納される。

【0086】このように3次元走査を行って、イメージメモリ部20に必要な画像データを蓄積しながら、診断部位を探す。ここで、カテーテル11の先端部には、図3に示すような所望の大きさ、形状の関心領域100が自動的に3次元表示されるので、操作者は、関心領域の3次元画像を見ながら、コンソール32を用いてカテーテル11を移動するだけで、診断部位を探すことができる。

【0087】なお、関心領域の3次元画像の表示とともに、3次元空間内の2次元空間の断層像も順次一定間隔で2次元画像生成部22により生成され、選択手段26を通して表示部28において表示される。その際、例えば3次元空間内の2次元空間の走査位置を示す画像も同時に表示される。

【0088】これらの画像は、超音波プローブ10に設けられたエンコーダからの位置情報に基づいてシステム制御部30を介し、表示部28上に表示される。

【0089】すなわち、2次元画像生成部22、3次元画像生成部24からの画像データは、選択部26に入力され、選択部26からの出力信号は、表示部28に入力される。

【0090】操作者が、コンソール32にて2次元画像の表示のみを指定した場合には、選択部26は、2次元画像のみを表示部28に出力し、2次元画像が表示されることになる。同様に、コンソール32にて3次元画像の表示のみを指定した場合には、3次元画像のみを表示部28に出力し、3次元画像が表示されることになる。

【0091】さらに、コンソール32にて3次元画像及び2次元画像の2画面表示を指定した場合には、3次元

画像及び2画面画像の双方を表示部28に出力し、3次元画像及び2次元画像の双方が分割画面表示（もしくはウインドウによる部分重複表示）されることになる。

【0092】また、各種画像表示パラメータ（視線方向、不透明度、カッティング、シェーディング）、関心領域パラメータ（関心領域の大きさ、形状、進行方向優先度）、カテーテル11位置のマーク表示、関心領域抽出カーソル、不透明度曲線、補正曲線等のグラフィック表示データは、超音波プローブ10に設けられたエンコーダからの位置情報及びコンソール32からの診断部位指定情報に基づいてシステム制御部30を介し、グラフィックデータ生成部34で作成され、3次元画像上にスーパーインポーズされて表示される。また、カテーテル11を挿入する際の角度と診断部位までの距離などの位置情報、走査位置を示す画像、等も同時に表示される。

【0093】この関心領域100の表示は、上述したように、カテーテル11の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて、関心領域100の不透明度を変更する演算を行うことにより表示可能となる。すなわち、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、カテーテル11の先端部のボクセル位置を算出し、このボクセル位置とコンソール32にて設定された関心領域パラメータ（関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等）とから、関心領域100のボクセル値を抽出する。そして、この抽出されたボクセル値とイメージメモリ部20にて収集された収集データとに基づいて、関心領域100のボクセル値の平均値を算出し、この平均値である不透明度基準値（A）により、不透明度演算部60が図3のボクセル値分布による不透明度曲線を算出する。

【0094】一方、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、視線方向距離演算部70は、視線方向からの深さvを算出し、この深さvに基づいて、補正值演算部80が図3に示す補正曲線を算出する。

【0095】次いで、この補正曲線に対応した補正值（B）を上記不透明度に掛け合わせることにより、補正された不透明度を算出する。

【0096】そして、レイトレーシング法では、この補正された不透明度と、減衰光量及びボクセル値により、上述の式を用いて画素値を算出することができる。

【0097】ここで、レイトレーシング（光線追跡）法による、不透明度の演算ステップについて、図6を用いて説明する。

【0098】先ず、視線方向投影面のピクセルから、レイ（光線）を飛ばす（ステップ、以下「s」101）。次に、一定刻みでレイを進ませ、その点の寄与値を元のボクセルデータから求める（s102）。レイの値と寄与値と不透明度から透過光と反射光を求める（s103）。そして、s104で、有効なボクセル領域が終了

するまで、レイを進めて上記s102、s103を繰り返す。

【0099】1本分のすべての反射光を積分したものが、投影面の画素値となる(s105)。その後、投影面に関して、全ピクセルが終了するまで上述のs101～s106の演算処理を繰り返す(s107)。

【0100】このように、画質面で優れているレイトレーシング法を用いることで、関心領域等のより明瞭な3次元画像表示が可能となる。なお、画像によって、上述のステップにシェーディング(陰影)処理を入れてもよい。

【0101】このようにして、上述の算出された画素値を3次元画像生成部24に入力することで、上述の演算結果に基づき関心領域100を表示画面上に表示制御して、関心領域100の強調度をより明瞭に表示した3次元画像が生成されることとなる。

【0102】さらに、これら演算された表示画像では、3次元画像が明瞭でない場合には、コンソール32から関心領域パラメータ(形状、大きさ、進行方向優先度等)や不透明度曲線、補正曲線等を任意に変更設定し、さらなる補正を行えばよい。例えば、補正曲線を変更した場合には、変更された補正曲線に基づき、補正された不透明度が再補正されて、関心領域100の強調度が変更表示されることになる。

【0103】なお、前述のように超音波プローブ10内のエンコーダによってカテーテル11の挿入角度及び挿入距離が測定され、これらのカテーテル11の位置情報はシステム制御部30に入力され、カテーテル11の先端位置と患者体内への進入経路が3次元空間のどの位置にあるかが計算によって求められる。そして、これら先端位置及び進入経路のデータがグラフィックデータ生成部34に入力される。

【0104】操作者は、関心領域100の3次元表示を見ながら視覚的にカテーテル11の先端位置を理解できるとともに、上記データ表示も行うことでカテーテル11の先端位置及び進入経路が患者体内の3次元空間のどの位置にあるかを確認できる。

【0105】そして、進入経路がずれているような場合は、カテーテル11の挿入をやり直し、カテーテル11の先端部が所望の診断部位に到達したことを確認したら、生検切削等を行う。

【0106】以上のように本実施の形態によれば、超音波スキャン中に表示する患者体内の3次元画像について、従来操作者が画像を見ながら調整していた不透明度、視線方向等の画像表示パラメータを自動的に算出することにより、関心領域の強調度をリアルタイムに最適に設定した3次元画像上に表示してカテーテルの進入状態を正確かつ容易にモニタリングでき、煩雑な操作工程を低減できる。

【0107】また、視線方向での深さ方向に応じた不透

明度を用いた補正を加味した関心領域を表示できるので、より強調したボリュームレンダリング像を得ることが可能となり、注目する部位の的確な観察が可能となる。しかも、これらパラメータはリアルタイムに表示調整が可能であって、かつコンソールによる調整をも可能としている。

【0108】特に、カテーテルのナビゲーションでは、3次元画像の視線方向をカテーテル進行方向に合わせた上で、先端位置と方向を元に関心領域に関する画像表示パラメータが自動的に制御され、カテーテル操作のナビゲートに最適な3次元画像表示を提供できるため、手術効率・安全性の向上、操作性、診断能の向上が可能である。

【0109】【第2の実施の形態】次に、本発明にかかる第2の実施の形態について、図7に基づいて説明する。なお、以下には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成については説明を省略し、異なる部分についてのみ述べる。図7は、本例の超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【0110】本例の超音波診断装置200では、図7に示すように、補正演算部を3次元画像生成部224内で演算するように構成している。したがって、制御演算部240の構成には、関心領域演算部250、不透明度演算部260、視線方向演算部270のみの構成となり、補正演算部の符号が図示されていない。このようにすることにより、回路構成を簡略化して、画像処理速度を向上させることができる。なお、他の構成については、図1の装置の構成の各符号において、200番台の符号に置き換えたものであり実質的な構成はほぼ同様の構成となるので説明は省略する。

【0111】さらに、補正演算部を不透明演算部260で兼用する構成としてもよい。その場合には、不透明度演算部260は、ボクセル値を演算し、不透明度の不透明度曲線を算出する図示しない第1の演算部と、視線方向の距離に基づいて不透明度を補正する補正值を算出する図示しない第2の演算部と、不透明度と補正值とにに基づいて、補正された不透明度を算出する図示しない第3の演算部と、を含んで構成されることとなる。このように、補正演算部は、第1の実施の形態のようなハードウェア構成に限定されるものではない。

【0112】【第3の実施の形態】次に、本発明にかかる第3の実施の形態について、図8に基づいて説明する。図8は、超音波診断装置において、関心領域の不透明度及び3次元画像の生成を算出するにバックプロジェクション法を用いた場合の処理手順を示すフローチャートである。

【0113】バックプロジェクション法を用いて演算を行うには、同図に示すように、先ず、視線方向投影面に近いボクセル点から、投影面に寄与値を投影する(s201)。次に、投影面の各ピクセルに合わせて、ボクセ

ルからの寄与値を補間する(s202)。そして、ピクセル毎に寄与値、不透明度、透過光から反射光と透過光を新たに求める(s203)。次に、投影面に近いボクセル点から再度投影を行う(s204)。前回の透過光を元に、各ピクセルの演算を行う(s205)。そして、s206において、全ボクセル点の投影処理が終了するまでs201～s205を繰り返す。こうして、各ピクセルでの反射光の積分値を表示画像値とする演算を行う(s207)。

【0114】このように、バックプロジェクション法を用いることで、投影面上のみの補間で済み、処理速度の高速化が図れる。また、レイトレーシング法では、ボクセルデータのアクセス順番がランダムとなってしまうが、バックプロジェクション法では、投影面に近いという条件の元にメモリアクセスの都合の良い順番でアクセスが可能である。

【0115】なお、本発明にかかる装置と方法は、そのいくつかの特定の実施の形態に従って説明してきたが、当業者は本発明の主旨および範囲から逸脱することなく本発明の本文に記述した実施の形態に対して種々の変形が可能である。例えば、上述の各実施の形態では、手術装置に内蔵させたエンコーダによりカテーテルの角度及び距離を検出し、これらの情報からカテーテルの先端位置及び先端方向を求めたが、カテーテルの先端に超音波発振器を内蔵させ、この超音波発信器からの超音波を超音波トランスデューサで受信して先端位置及び先端方向を検出するようにしてもよい。

#### 【0116】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、超音波スキャン中に表示する3次元画像について、従来操作者が画像を見ながら調整していた不透明度、視線方向等の画像表示パラメータを自動的に算出することにより、関心領域の強調度をリアルタイムに最適に設定した3次元画像上に表示して挿入手段の進入状態を正確かつ容易にモニタリングでき、煩雑な操作工程を低減できる。

【0117】特に、挿入手段のナビゲーションでは、3次元画像の視線方向を挿入手段の進行方向に合わせた上で、先端位置と先端方向を元に関心領域に関する画像表示パラメータが自動的に制御され、挿入手段操作のナビゲートに最適な3次元画像表示を提供できるため、手術効率・安全性の向上、操作性、診断能の向上が可能であ

る。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】図1の関心領域演算部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図3】カテーテル先端部の関心領域での不透明度及び補正值の概念を説明するための説明図である。

【図4】レイトレーシング法の概念を説明するための説明図である。

【図5】カテーテルの先端部を示す斜視図である。

【図6】レイトレーシング法を用いて3次元画像を生成する場合の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図8】バックプロジェクション法を用いて3次元画像を生成する場合の処理手順を示すフローチャートである。

#### 【符号の説明】

1 超音波診断装置

2 検出手段

4 制御手段

10 超音波プローブ

11 カテーテル（挿入手段）

11a、11b コントラス剤含有部（造影部）

12 超音波送受信部

14 位置・方向検出部

20 イメージメモリ部

22 2次元画像生成部

24 3次元画像生成部

26 選択部

28 表示部

30 システム制御部

32 コンソール（設定手段）

34 グラフィックデータ生成部

40 制御演算部

50 関心領域演算部

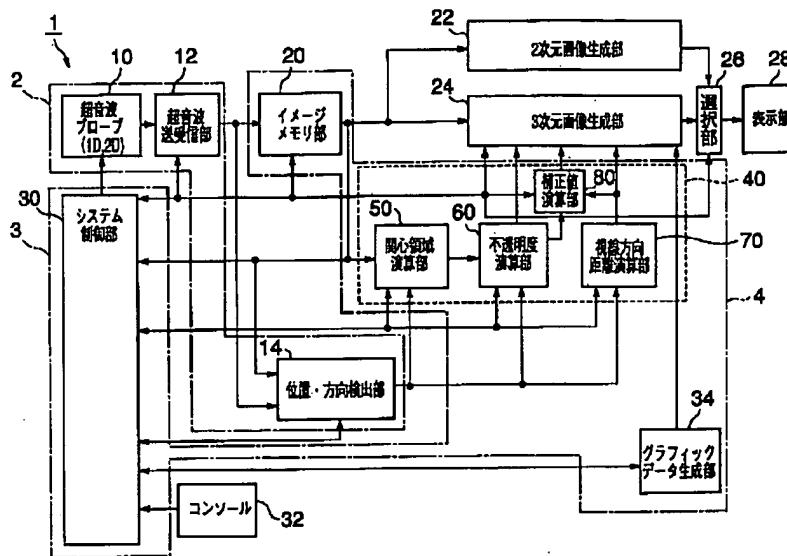
60 不透明度演算部

70 視線方向距離演算部

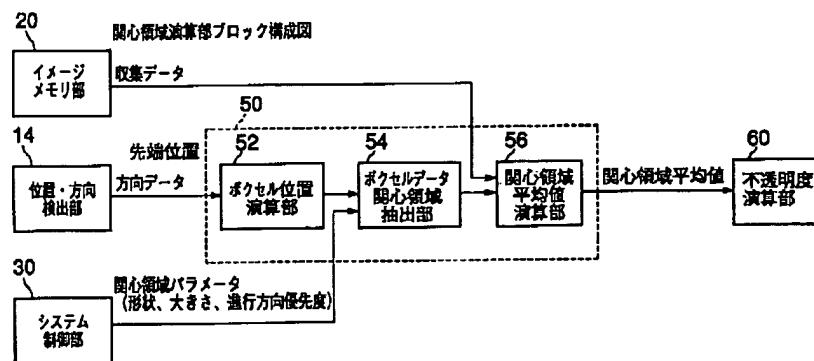
80 補正值演算部

100 関心領域

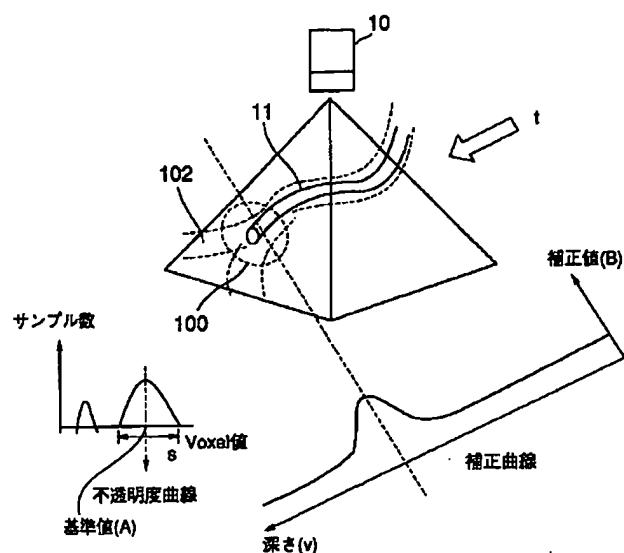
【図1】



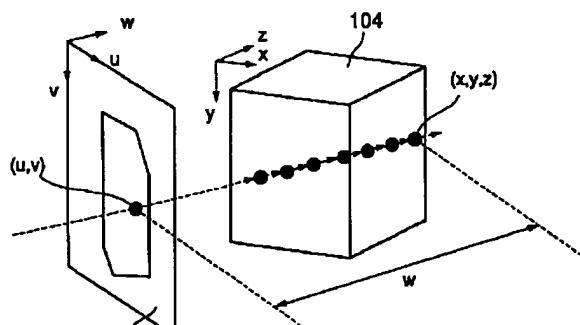
【図2】



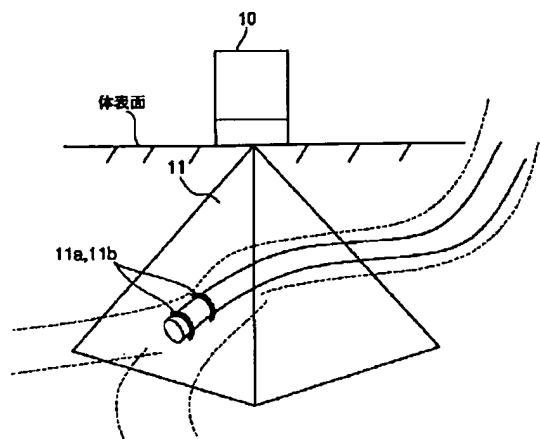
【図3】



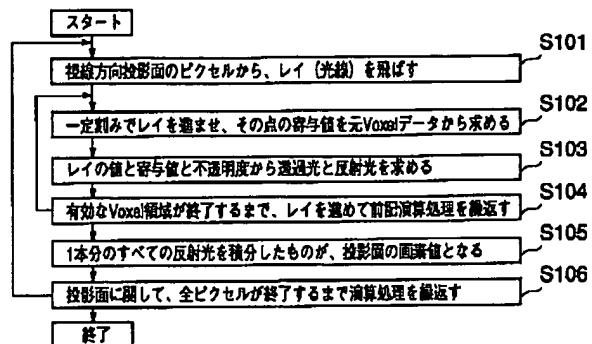
【図4】



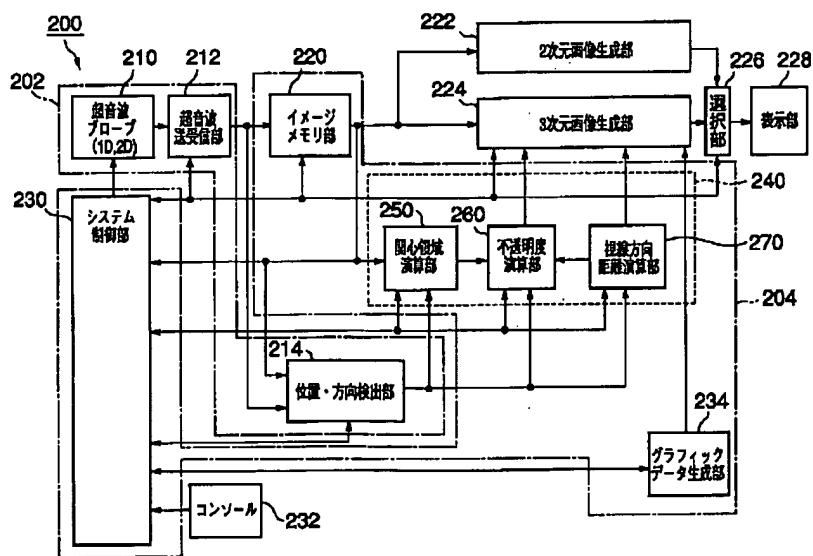
【図5】



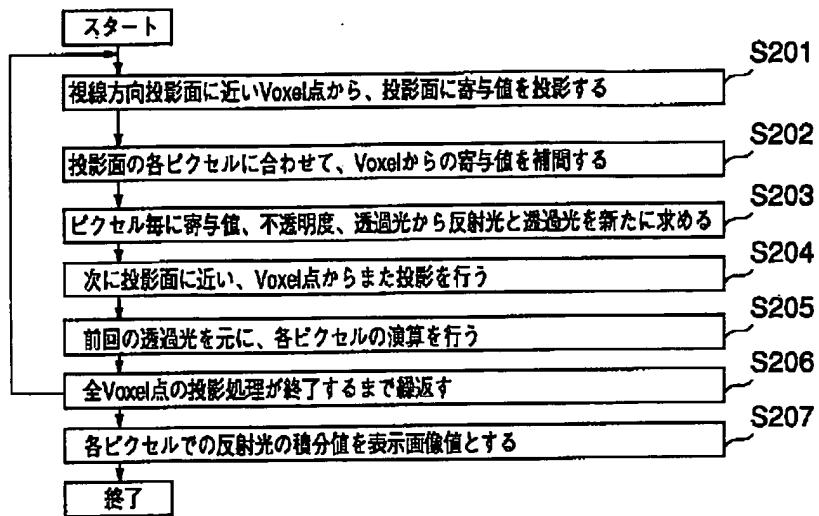
【図6】



【図7】



【図8】




---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 EE13 EE14 FF17 FF30 GD08  
 JB17 JC20 KK16  
 5B057 AA07 CA13 DA04 DA07 DA16  
 DB03

## ENDOSCOPIC SYSTEM

**Publication number:** JP2002345725 (A)

**Publication date:** 2002-12-03

**Inventor(s):** KAJI KUNIHIDE; MORISANE YUICHI; HAGIWARA MASAHIRO; NAKAMITSU TAKECHIYO; KIKUCHI YASUHIKO; KIMURA SHUICHI; TAKAHASHI YASUSHI; KAGAWA HIROAKI; SAITO AKITO; NAKAMURA TAKEAKI +

**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO +

**Classification:**

- **international:** A61B1/00; G06T1/00; A61B1/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B1/00

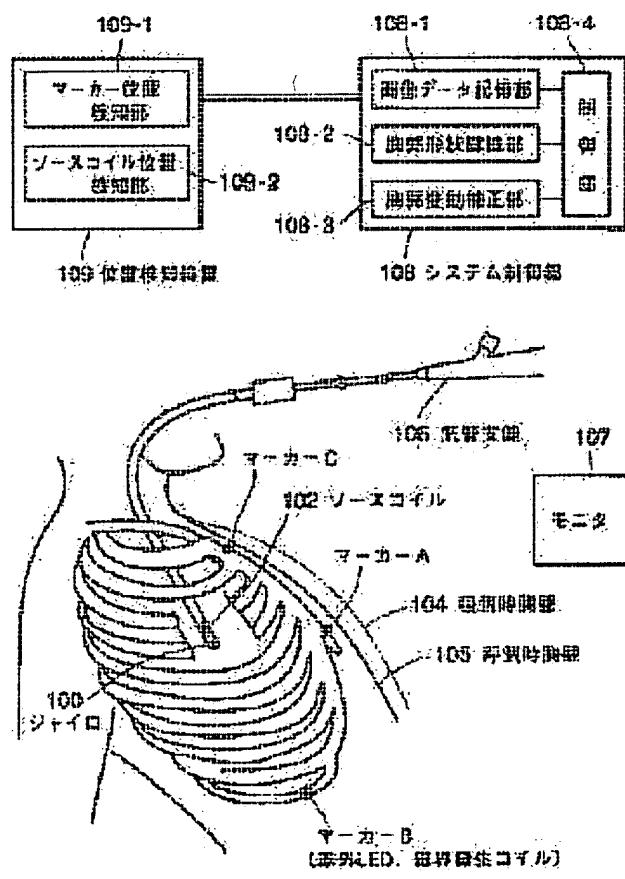
- **European:**

**Application number:** JP20010152838 20010522

**Priority number(s):** JP20010152838 20010522

### Abstract of JP 2002345725 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an endoscopic system capable of precisely displaying the positional relation between the distal end of a bronchoscope and a position to be observed at real time without having a bad influence on a human body or being influenced by the fluctuation of the whole lug by respiration. **SOLUTION:** This endoscopic system comprises an organ model image generating means (control part 108-4) for generating a three-dimensional organ model image from two-dimensional tomographic image data of a subject organ; an organ model image correcting means (thoracic fluctuation correction part 108-3) for successively correcting the three-dimensional model image according to fluctuation per unit time of the subject organ and generating a three-dimensional organ model correction image; an endoscope (bronchoscope 106) having a magnetic field generating element at the tip part, which is to be inserted to the subject organ; and a position detecting means (position detector 109) for detecting the positional information of the tip part of the endoscope by receiving the magnetic field generated from the magnetic field generating element; and a three-dimensional coordinate extracting means (control part 108-4) for extracting the three-dimensional coordinate of the distal end of the endoscope in the three-dimensional organ model correction image on the basis of the three-dimensional organ model image corrected by the organ model image correcting means and the positional information of the endoscope distal end detected by the position information detecting means.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-345725

(P2002-345725A)

(43)公開日 平成14年12月3日 (2002.12.3)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 B 4 C 0 6 1 3 0 0 D 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	C 0 6 T 1/00	2 9 0 B

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全7頁)

(21)出願番号 特願2001-152838(P2001-152838)

(22)出願日 平成13年5月22日(2001.5.22)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 梶 国英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 森實 祐一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

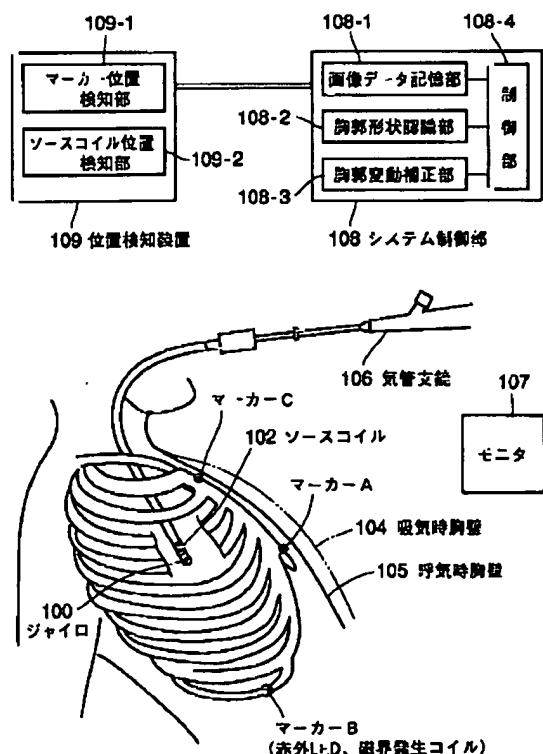
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示する内視鏡システムを提供する。

【解決手段】被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段(制御部108-4)と、被検体臓器の単位時間当たりの変動量に応じて3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段(胸郭変動補正部108-3)と、先端部に磁界発生素子を配設し、被検体臓器に挿入される内視鏡(気管支鏡106)と、磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置検出手段(位置検知装置109)と、臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と位置情報検出手段によって検出された内視鏡先端部の位置情報に基づき、3次元臓器モデル補正画像における内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段(制御部108-4)とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段と、

前記被検体臓器の単位時間当りの変動量に応じて前記3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、

前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】 前記3次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記3次元臓器モデル画像及び前記3次元臓器モデル補正画像の夫々の3次元座標系を定義することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】 前記磁界発生素子は、ソースコイルであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、内視鏡システムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】 例えば、気管支を医療用の内視鏡で観察する場合、気管支腔は複雑に分岐しており、通常の内視鏡では挿入が容易ではなく、目的部位に到達するのに時間がかかっていた。一般に、気管支鏡医は解剖を熟知した上で患者の身体に対して正面・側面から撮影したX線写真（二次元）を参考に観察対象部位としての病変部の位置する気管支へ気管支鏡を誘導する方法をとっている。

【0003】 また、病変部と気管支鏡の位置関係をリアルタイムで把握するためにX線透視下で検査が行われる事もあり、正面・側面の透視平面を観察しつつ気管支鏡を挿入する事も少なくない。これらはいずれも術者の技量によるところが大きく、検査に時間がかかり、患者への負担が増してしまうという問題がある。

【0004】 このような問題を解決するために、医療用挿入具における挿入部の位置及び形状を検出する検出装置が提案されている。このような検出装置の例としては、特開平6-285043号公報や特開2000-175862号公報に示されるものがある。

【0005】 また、二次元断層画像データから三次元臓

器モデルを作成し、仮想的な内視鏡画像を作成し、内視鏡の挿入ルートをナビゲーションする手段としては、特開2000-135215号公報に示されるものがある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、気管支鏡の場合、呼吸とともに気管支や病変部を含めた肺全体が呼吸によって変動してしまうため、検査前に撮ったデータを基に構築された三次元像では内視鏡と病変部との位置関係を正確に、且つリアルタイムで表示する事が出来なかった。一方、術中X線透視の場合は、リアルタイムで観察が可能であるが、X線が患者及び術者の人体に悪影響を与えないような処置を講じる必要がある。

【0007】 本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示できる内視鏡システムを提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】 上記の目的を達成するために、第1の発明に係る内視鏡システムは、被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段と、前記被検体臓器の単位時間当りの変動量に応じて前記3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段とを有する。

【0009】

また、第2の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記3次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記3次元臓器モデル画像及び前記3次元臓器モデル補正画像の夫々の3次元座標系を定義する。

【0010】

また、第3の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記磁界発生素子は、ソースコイルである。

【0011】

【発明の実施の形態】 まず、本発明の実施形態の概略を説明する。本実施形態では、被検体臓器としての肺の全体の変動が呼吸による規則的な変動である点に着目し、予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態のCTまたはMR.I像のデータを基に胸郭の骨格を基準として胸郭内の座標系を定義して変動する臓器内の構造物の変化

の時間変動分を補間し、逐一正確な肺や気管支の形状を表示させる。同時に気管支鏡先端の位置をこの座標系の中で検知し、目的とする病変部と気管支鏡の位置関係をモニター表示する。

【0012】このような方法によれば、患者の呼吸状態毎にCTまたはMRI断層像データを撮影する事なく、実際の使用において問題のないレベルの誤差で病変部と気管支鏡の位置関係を把握する事が可能である。尚、呼吸状態毎にデータをとる場合、僅かな呼吸量（または胸郭の大きさ）毎にデータをとる必要があるため、そのデータ量は膨大になるという欠点がある。更に、気管支を抽出するためには細かなスライス幅で撮影しなければならない事情もあり、実用的ではない。逆にスライス幅を大きくすると、気管支の抽出が困難になる。

【0013】以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1、図2は、通常の呼吸状態を示したものである。

【0014】図1は、胸郭の動きを模式的に示したもので、吸気時（図1（A））は胸郭が拡張するとともに横隔膜が収縮する。呼気時（図1（B））は胸郭が縮小するとともに横隔膜が弛緩する。この時、病変1の位置は胸郭の動きに対し規則的に変動を繰り返している。

【0015】図2は、平均的な男子の呼吸状態を示したものである。一般に、安静時の呼吸はAに示す1回呼吸量といわれ、約0.5リットル程度の量を示す。Bに示す最大呼気位-最大吸気位の差は肺活量といわれ、この時に胸郭は最も大きな変動を示す。気管支鏡検査は患者の意識下で行われるため、呼吸により病変部の位置も絶えず変動している。

【0016】本実施形態ではこの変動分を補正するため胸郭の骨格を基準として座標系を定義し、この中で気管支を始めとする肺内の構造物の位置を定義し、予め気管支鏡検査前に撮影したCTまたはMRIのデータをその時の胸郭の形状を示すパラメータと合わせて三次元画像を合成しておく。気管支鏡検査中の動きを同じパラメータを使って検出する事により呼吸間の状態を補間してリアルタイムで表示する。

【0017】尚、使用するCTまたはMRIのデータはより構造物を正確に把握するためにもスライス幅は1～2ミリ程度が望ましい。少なくとも病変部の位置する近傍だけでもスライス幅を細かくしておく必要がある。

【0018】（第1実施形態）図3は、本発明の第1実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。システム制御部108には位置検知装置（位置情報検出手段）109と、モニタ107が接続されている。システム制御部108は、画像データ記憶部108-1と、胸郭形状認識部108-2と、胸郭変動補正部（臓器モデル画像補正手段）108-3と、制御部（臓器モデル画像生成手段、3次元座標抽出手段）108-4とから構成される。また、位置検知装置109は、マーカー位置

検知部109-1と、ソースコイル位置検知部109-2とから構成される。

【0019】本実施形態では、胸郭の形状を示すパラメータとして患者の体表面に貼付されたマーカーを利用する。マーカー位置は胸郭の形状を正しく反映し、且つ体外から確認可能な部位に貼付する事が望ましい。また、マーカーは三次元形状を認識するためにも同一平面内に存在しない3点以上の部位に設けるべきである。貼付する部位としては、例えば剣状突起（マーカーA）や胸骨柄（マーカーC）や第10肋骨の両側肋軟骨接合部（マーカーB）など解剖的に特徴のある部位が適当である。

【0020】術前CTまたはMRI画像を撮る場合は予め上述の部位にマーカーを貼付しておき、患者が呼吸を止めた状態で撮影する。この時、図2に示す1回呼吸量の最大位置V1や最小位置V2あるいは最大吸気位V<sub>max</sub>や最大呼気位V<sub>min</sub>にて撮影すると良い。これらの画像をもとに三次元画像を作成し、マーカーの位置とともにシステム制御部108の画像データ記憶部108-1に記憶しておく。

【0021】一方、気管支鏡検査は、同じ部位にマーカーを貼付した状態で行う。マーカーは赤外LEDや磁場発生コイルを用い、マーカー位置を検知する位置検知装置109をベットサイドに置き、患者の胸郭形状を常に観察する。

【0022】観察においては、まず、マーカーA～Cに内視鏡としての気管支鏡106の先端を押し当てて定義した座標系の中で気管支鏡106の先端位置の設定を行っておく（イニシャライズ）。

【0023】胸郭形状認識部108-2は、画像データ記憶部108-1に予め記憶しておいたマーカー位置と、マーカー位置検知部109-1により検知された、観察中のマーカー位置とを比較し、胸郭の形状を判断する。胸郭変動補正部108-3は胸郭変動分を補正して三次元画像を作り直してモニタ107に表示する。つまり、呼吸状態における三次元画像は、2つ以上の原画像により作成された擬似的な像である。

【0024】一方、気管支鏡106の先端部には磁界を発生する磁界発生素子としてのソースコイル102が配置されており、前述の位置検知装置109により気管支鏡106の先端位置を検出する事が可能である。更に、最先端にはジャイロ100が配設されており、重力方向が検出可能になっている。

【0025】図4は、胸郭の変動分を模式的に示したものである。図4において実線が呼気時の胸郭の大きさを示し、破線が吸気時の胸郭の大きさを示すものである。この時、病変部の位置の変動（PからP'）は、座標位置（(X, Y, Z)から(X', Y', Z')）の移動で示される。同時に気管支鏡106の先端の位置も座標(x, y, z)で表示される。

【0026】図5（A）、図5（B）は、気管支鏡画像

上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳表示させたものである。特に、目的とするところは、病変部へのアプローチの容易化、であるために、気管支鏡画像を極力妨げない形で表示するのが好ましく、矢印150による表示(図5(A))あるいはワイヤーフレームによる重畳表示(図5(B))を採用している。

【0027】また、病変部との距離関係を把握するためにはワイヤーフレームや矢印の色を距離により変化せたりする事も有効である。

【0028】図6は、二次元画像から作成された三次元画像201と気管支鏡画像203とをモニタ107に並列に表示した図である。201-1は三次元画像201の主軸であり、203-1は気管支鏡画像203の主軸である。この主軸203-1が重力方向と並行になるように表示される。加えて、病変部までの三次元位置データ202が表示される。

【0029】図7は画像の補正について説明するための図である。気管支鏡画像203の主軸203-1が重力方向とずれて表示された場合は、主軸203-1が重力方向と並行になるように気管支鏡画像203を補正する。

【0030】また、図8は、三次元画像を重畳表示する代わりに、気管支鏡画像203に加えて、病変部や気管支鏡106先端までの直線距離や、気管支鏡106先端を曲げる角度形状や病変部までの距離などを表示せるものである。勿論、これらの表示形式は各々組み合わせる事も可能である。

【0031】(第2実施形態)以下に図9、図10、図11を参照して本発明の第2実施形態を説明する。前述したように、胸郭の形状は呼吸と相関があるために第1実施形態で使用したマーカーA～Cを使用する事なく胸郭の形状を把握する事が可能である。つまり、図9に示す患者の呼吸状態のある特定位置を設定し、これに対応させてCTまたはMRIデータをとる事によりその時の胸郭の形状と対応付ける事が可能である。

【0032】具体的には、撮影を行う際に患者の呼吸状態をモニタリングしつつ最大呼気位や最大吸気位などの設定しやすい呼吸状態で撮影する。そして、各々の三次元画像を記憶しておき、これらのデータをもとに呼吸量をパラメータとして胸郭変動分を補正し、三次元画像を作り直してモニターに表示すれば良い。

【0033】なお、図11に示すように、呼吸量はガイドシース101などの案内管の口元に呼気流量計等の検知手段103を取り付ける事で検出することができる。また、呼吸気量表示手段110により検出結果を表示することが可能である。

【0034】マーカーを使わない場合は第1実施形態のような気管支鏡位置の初期設定(イニシャライズ)は解剖学的に特徴のある位置で行う事が望ましい。気管支鏡

107の場合は図10に示すように、気管300から主気管支303に分岐する気管分岐部301などで行うと良い。

【0035】この他、喉頭部(声門位置)や体外では剣状突起などが分かりやすい。

【0036】尚、呼吸量による補間(補正)計算に時間がかかる場合は、気管支鏡検査の前に予め三次元画像を記憶している画像データ記憶部108-1で呼吸量または胸郭変動量をパラメータとした三次元画像を作成しておき、検査時はこれを呼び出す形をとっても良い。

【0037】上記した実施形態によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【0038】また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像(データ)をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、CTまたはMRIのデータ量が少なくて済み、同時に患者への撮影時の負担が少なくて済む。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

【0039】(付記)上記した具体的実施形態から以下のような発明が抽出される。

【0040】1. 予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態におけるCTまたはMRIデータをもとに三次元像を作成する三次元画像データ合成手段と、患者の呼吸状態における胸郭の形状を判断する胸郭形状判断手段と、先端にソースコイルを配置した気管支鏡と、気管支鏡の先端位置を検知する位置検知手段と、三次元画像と気管支鏡画像を表示する画像表示手段とを具備し、前記2種類以上の三次元画像を使って胸郭の骨格を基準として肺、気管支、病変部などの三次元座標系を定義し、胸郭の大きさでこれらの三次元座標を補間した補間座標系を作成し、この座標系の中で前記気管支鏡の位置および病変部の位置を検知し、病変部と気管支鏡の位置関係をモニター上に表示する内視鏡システム。

【0041】2. 胸郭の形状は予め患者の体表面に貼付した少なくとも2つ以上のマーカーの位置を検知する事により判断される1.に記載の内視鏡システム。

【0042】3. 上記マーカーは剣状突起や胸骨柄や第10肋骨肋軟骨接合部などに設けられる2.に記載の内視鏡システム。

【0043】4. 最大呼気位～最大吸気位あるいは安静呼／吸気時において前記三次元座標系を定義し、気管支鏡検査中の変動に対しある時間 $\Delta t$ 毎に前記三次元座標系を作成して病変部の時間変動を予測し、同時に気管支鏡の位置を検知してこれらの位置関係を表示する1.に記載の内視鏡システム。

【0044】5. 三次元座標を定義する時と検査時に呼

気流量計により胸郭の大きさを予測して当該三次元座標を作り直す4.に記載の内視鏡システム。

【0045】

【発明の効果】本発明によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【0046】また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像(データ)をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、CTまたはMRIのデータ量が少なくて済み、同時に患者への撮影時の負担が少なくて済む。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】胸郭の動きを模式的に示す図である。

【図2】平均的な男子の呼吸状態を示す図である。

【図3】本発明の第1実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【図4】胸郭の変動分を模式的に示す図である。

【図5】気管支鏡画像上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳して表示させた図である。

【図6】二次元画像から作成された三次元画像201と

気管支鏡画像203とをモニタ107に並列に表示した図である。

【図7】画像の補正について説明するための図である。

【図8】画像表示の変形例を示す図である。

【図9】本発明の第2実施形態において、患者の呼吸状態を示す図である。

【図10】気管300から主気管支303に分岐する気管分岐部301を示す図である。

【図11】本発明の第2実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【符号の説明】

100 ジャイロ

102 ソースコイル

104 吸気時胸壁

105 呼気時胸壁

106 気管支鏡

107 モニタ

108 システム制御部

108-1 画像データ記憶部

108-2 胸郭形状認識部

108-3 胸郭変更補正部

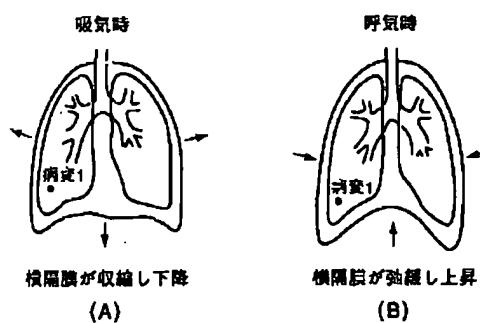
108-4 制御部

109 位置検知装置

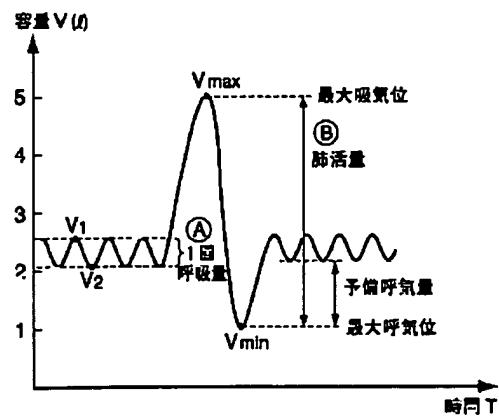
109-1 マーカー位置検知部

109-2 ソースコイル位置検知部

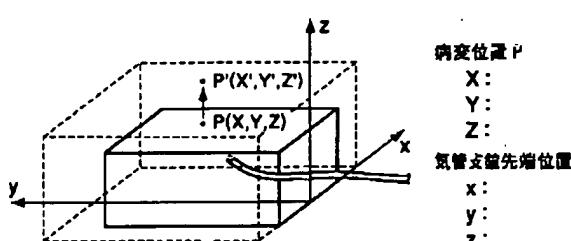
【図1】



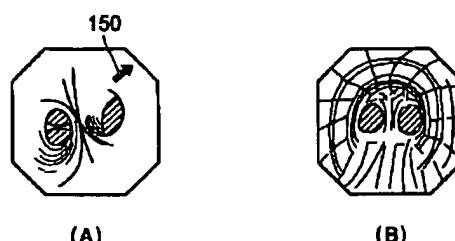
【図2】



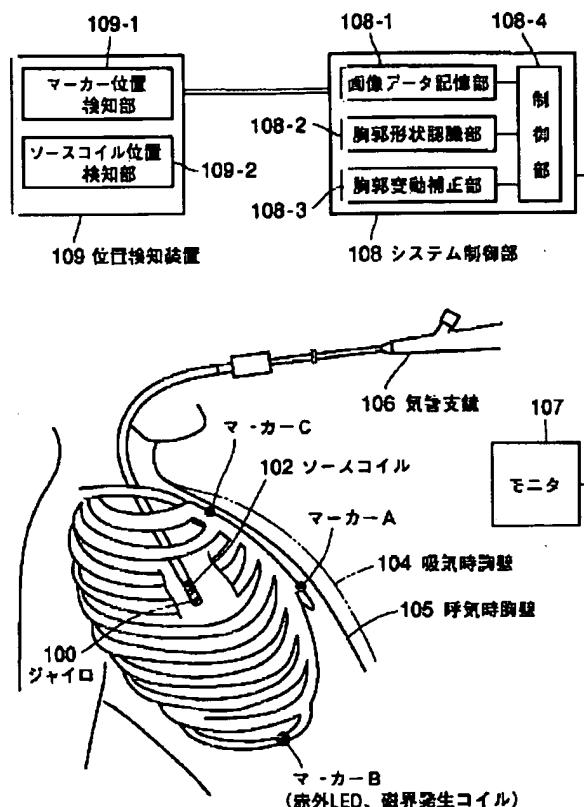
【図4】



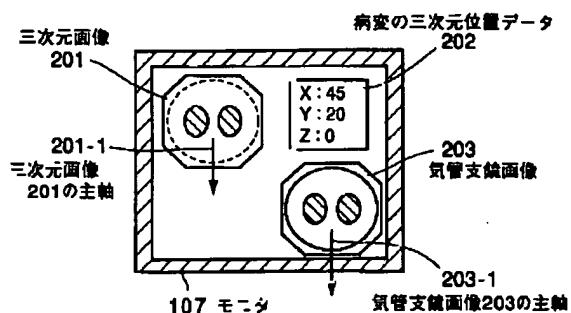
【図5】



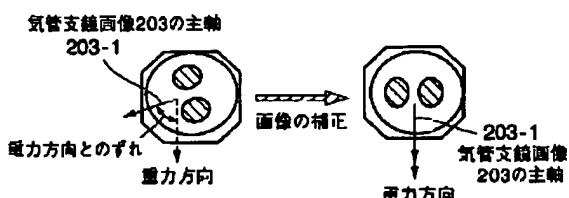
【図3】



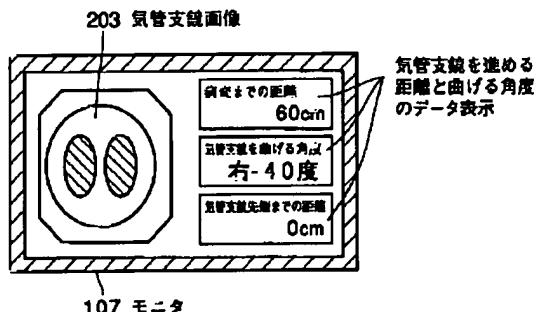
【図6】



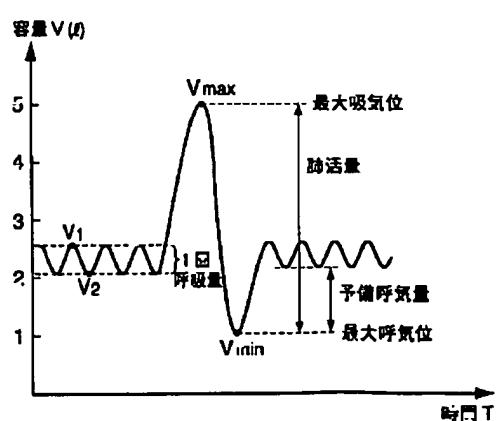
【図7】



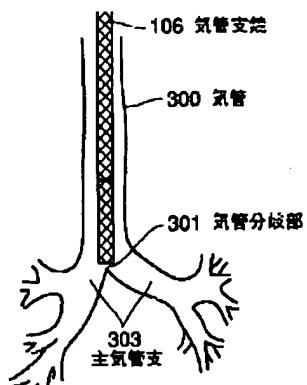
【図8】



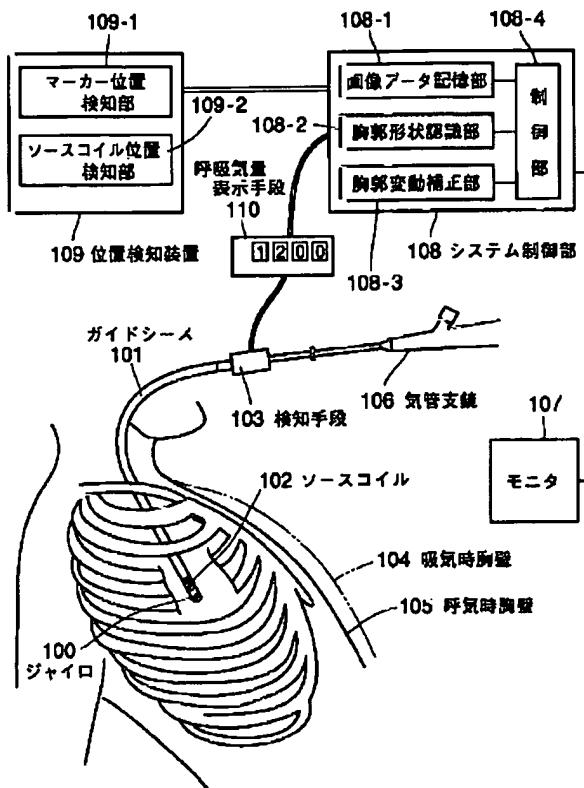
【図9】



【図10】



【図11】




---

フロントページの続き

(72)発明者 萩原 雅博

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中満 竹千代

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 菊地 康彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 木村 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高橋 裕史

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 加川 裕昭

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 斎藤 明人

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 剛明

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA07 BB01 CC06 DD03 HH51

JJ17 NN05 WW02 WW10 WW13

WW18

5B057 AA09 BA07 CA12 CB13 CD14